

**Desenvolvimento de um Dispositivo de Detecção de
LOC Durante a Indução de Anestesia Geral**

Jorge Manuel Vieira da Silva Bastos de Almeida

Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Doutor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

novembro de 2015

À minha família, amigos e colegas

Resumo

A presente dissertação insere-se no Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, no ramo de Automação e pretende desenvolver um equipamento de monitorização para ser utilizado em ambiente cirúrgico no Hospital Santo António (HSA).

A anestesia geral é um procedimento comum que precede as cirurgias gerais tendo como objetivo estabilizar o doente durante toda a intervenção e que se mantém para além do seu término. A anestesia geral é normalmente conseguida à custa da combinação de diversos fármacos que visam atingir três efeitos: o alívio da dor, bloqueio da atividade muscular, e a criação de um estado de inconsciência. Isto permite que o doente seja sujeito a uma forte estimulação física, como cortes profundos, sem que o cérebro entre em descontrolo total, ou se lembre sequer do que aconteceu.

No entanto um dos problemas principais desta prática é a facilidade de sub ou sobredosagem do anestésico, correndo-se assim o risco do doente acordar durante a cirurgia, ou algum risco de complicações aquando do recobro (recuperação das funções normais no fim da cirurgia). De forma a minimizar este problema desenvolveu-se um dispositivo para identificação de forma precisa, automática e repetível, o momento de perda de consciência (LOC) utilizando a medição da resposta do paciente a uma estimulação mecânica. Após a fase da indução, com esta informação é possível calcular qual a concentração de anestésico a ser administrada para manutenção da anestesia, minimizando assim os riscos para o doente.

Nesta dissertação foi desenvolvido um novo sistema de aquisição de dados, incluindo a seleção dos transdutores, o condicionamento do seu sinal, a otimização das interfaces homem-máquina, bem como modificações estruturais com o objetivo de melhorar o desempenho global do sistema existente.

Development of a LOC detection device during the induction of general anaesthesia

Abstract

The present dissertation is part of the Master in Mechanical Engineering, in the field of Automation and intends to develop an anaesthesia monitoring equipment for use in a surgical environment in the HSA.

General anaesthesia is a common practise that precedes and remains beyond the end of a surgery and that intends to stabilize the patient throughout the procedure. General anaesthesia is usually attained at the expense of the combination of several drugs aimed at achieving three effects: pain relief, blocking of the muscular activity, and creating a state of unconsciousness. This allows the patient to be subjected to a strong physical stimulation, such as deep cuts without the brain running out of control, or even remembering what happened.

However a major problem of this practice is the ease of under or over dosage of the anaesthetic, thus running the risk of waking up the patient during the surgery or a risk of complications during the recovery of normal functions after the surgery. In order to minimize this problem, a device was developed to, precisely, automatically and repeatedly, identify the time for loss of consciousness (LOC) to occur, using patient's response to a measurement of mechanical stimulation.

Thus, thereafter, it is possible to calculate the concentration of anaesthetic to be administered during the maintenance of the surgery, minimizing the risks to which the patient is exposed.

In this work it was developed a data acquisition system which includes the selection of suitable transducers and conditioning of your signal, the optimization of human-machine interfaces and well as structural changes in order to improve the performance of existing system.

Agradecimentos

Ao orientador da Faculdade de Engenharia, Prof. Joaquim Gabriel, por todo o apoio prestado, pelo voto de confiança e vasto conhecimento transmitido assim como pela orientação e motivação sempre presentes.

Ao Dr. Pedro Amorim (ICBAS, Hospital de Santo António) por todo apoio, conhecimento e incentivo ao trabalho. Agradeço ainda a oportunidade de ter podido assistir a cirurgias e assim entrar numa área nova e desafiante como esta.

Um agradecimento ao Rui Correia e à Ana Ferreira, bolsiros com experiência nesta área de trabalho e que me ajudaram e acompanharam ao longo deste período.

A todos os colaboradores do laboratório de automação L003, o meu agradecimento tanto pelas palavras de apoio e ajuda, como pelas críticas diretas que me compeliram a ultrapassar as minhas limitações e a dar o meu melhor neste projeto, promovendo a minha integração num grupo de mentes eclético, que me influenciou em todas as decisões.

Por último agradeço às oficinas da FEUP e ao Sr. Joaquim (SAIC) que me ajudaram no meu trabalho e a todos os amigos que foram valiosos na concretização do projeto e na descoberta de soluções.

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Objetivos.....	2
1.2	Estrutura	2
2	Estado da arte	3
2.1	Contextualização histórica.....	3
2.1.1	Classificação dos tipos de anestesia.....	4
2.2	Estado atual e soluções comerciais	6
2.2.1	Monitorização em anestesia.....	6
2.2.2	Conclusão	14
2.3	Conceitos físicos	15
3	Protótipo anterior.....	17
3.1	Mecanismo e circuito pneumático	19
3.2	Transdutores	21
3.3	Interface – LabVIEW.....	22
4	Alterações ao protótipo	23
4.1	Componente mecânica.....	24
4.1.1	Modificações estruturais	27
4.1.2	Simulações	29
4.1.3	Modificações não estruturais	32
4.2	Componente eletrónica.....	35
4.2.1	Transdutores e Detetores	35
4.2.2	Circuitos e PCB	39
4.3	Componente de programação.....	42
4.3.1	Interface do utilizador	42
4.3.2	Programa.....	45
4.4	Dispositivo final.....	48
5	Discussão dos resultados	49
5.1	Validação mecânica.....	49
5.2	Validação laboratorial	51
6	Considerações finais.....	53

6.1	Trabalhos Futuros	54
	Referências	55
	APÊNDICE A: Fotos dos componentes fabricados	58
	APÊNDICE B: Exemplo do ficheiro criado pelo programa	59
	APÊNDICE C: Desenhos técnicos.....	60

Lista de Figuras

Figura 2.1- Componentes anestésicos, adaptado de [7]	5
Figura 2.2- Sistema Internacional 10/20	7
Figura 2.3- Representação esquemática da divisão clássica do eletroencefalograma em faixas de frequências, de baixo para cima: sub-delta (0,5 Hz), delta (4 Hz), theta (8 Hz), alfa (13 Hz), beta (30 Hz) e gama (60 Hz). Adaptado de [11]	7
Figura 2.4- Escala do BIS [15]	9
Figura 2.5- SedLine da Masimo[21]	10
Figura 2.6- Potenciais evocados [25]	11
Figura 2.7- Padrão de estímulo do TO4 [26]	12
Figura 2.8- Colocação dos elétrodos para TO4 [26]	12
Figura 2.9- Sinal do OMT [27]	13
Figura 2.10- Analogia de um braço com um sistema mola/amortecedor, no estado de consciência	15
Figura 2.11- Analogia de um braço com um sistema mola/amortecedor, no estado de inconsciência	16
Figura 3.1- Esquema simplificado do funcionamento do dispositivo	19
Figura 3.2- Protótipo anterior	18
Figura 3.3- Vista explodida do mecanismo desenvolvido	17
Figura 3.4- Apoio de braço, existente em blocos operatórios	18
Figura 3.5- Mecanismo montado com vista interior do equipamento	18
Figura 3.6- Circuito pneumático montado no mecanismo	20
Figura 3.7- Princípio de funcionamento do sensor piezoelétrico	21
Figura 3.8- Célula de carga e esquema elétrico	21
Figura 3.9- Acelerómetro da Freescale, MMA7260QT	22
Figura 3.10- Interface original da aplicação	22
Figura 4.1- Estrutura de ligações dos sensores e cartas de aquisição presentes no projeto	23
Figura 4.2-Diagrama de corpo livre do mecanismo	24
Figura 4.3- Velocidade angular em função da posição do apoio	26
Figura 4.4- Força que o cilindro deve exercer em função da posição do apoio	26
Figura 4.5- Braço oscilante	27
Figura 4.6- Caixa do cilindro	27

Figura 4.7- Suporte móvel do dispositivo de LOC	28
Figura 4.8- Braço oscilante com forças atuantes e ligações ao exterior	29
Figura 4.9- Caixa do cilindro com forças atuantes e ligações ao exterior	29
Figura 4.10- Vista superior do braço com distribuição de tensões	30
Figura 4.11- Vista traseira do braço com distribuição de tensões	30
Figura 4.12- Vista lateral do braço com distribuição de tensões e deslocamento devido às forças aplicadas	31
Figura 4.13- Vista frontal da caixa com distribuição de tensões	31
Figura 4.14- Vista traseira da caixa com distribuição de tensões	32
Figura 4.15- Suporte auxiliar de braço	33
Figura 4.16- Sequência de funcionamento do suporte	33
Figura 4.17- Espumas estudadas para uso em nova almofada	33
Figura 4.18- A almofada localizada por baixo da cobertura e com dois rebaixos para a instalação de sensores	34
Figura 4.19- Posição das fitas de cortiça	34
Figura 4.20- Transdutor piezoelétrico redondo e transdutor PVDF	35
Figura 4.21- Transdutores piezoelétricos montados em cilindros de PLA e embutidos na almofada	35
Figura 4.22- Esquema da ligação da célula de carga ao amplificador, adaptado de [36]	36
Figura 4.23- Esquema de controlo do offset do output, adaptado de [36]	37
Figura 4.24- Estrutura do acelerómetro	37
Figura 4.25- Montagem do acelerómetro no braço do doente	37
Figura 4.26 - Pulseira do acelerómetro modificada	38
Figura 4.27- Posição do interruptor no braço	38
Figura 4.28- Evolução do botão de referência para LOC	39
Figura 4.29- Esquema elétrico dos detetores de fim de curso	39
Figura 4.30- Esquema de controlo de solenoides	40
Figura 4.31- Esquema de condicionamento para os acelerómetros	40
Figura 4.32- Esquema do condicionamento da célula de carga, utilizando um amplificador INA 122P	41
Figura 4.33- PCB em Eagle 7.0	41
Figura 4.34- NI DAQ - USB6009	42
Figura 4.35- Interface de controlo, ArmLOC	43
Figura 4.36- Interface de entrada de dados do doente	44

Figura 4.37- Interface de informação – menu de instruções.....	44
Figura 4.38- Programação do controlo manual (VI e sub-VI).....	45
Figura 4.39- Programação do controlo automático (VI e sub-VI).....	46
Figura 4.40- Programação da aquisição de sinal e gravação de notas	47
Figura 4.41- Programação da criação do ficheiro com os dados do paciente (VI) o sub-VI assinalado denomina-se por cabeçalho e o ficheiro de dados como uma spreadsheet onde são posteriormente guardados partes dos dados adquiridos.....	47
Figura 4.42- Vista lateral do dispositivo com suporte e com braço.....	48
Figura 5.1- Escala de medição da velocidade angular do dispositivo	49
Figura 5.2- Gráfico da velocidade angular real do dispositivo.....	50
Figura 5.3- Gráfico da resposta na queda de um braço para um sujeito de teste consciente e saúdável.....	51
Figura 5.4- Gráfico da resposta dos acelerómetros na subida e queda do braço para um sujeito de teste consciente e saúdável.....	52
Figura 5.5- Gráfico da resposta da célula de carga na queda do braço para um sujeito consciente e saúdável.....	52

Lista de Tabelas

Tabela 2.1- Estágios e respectivos indexes do Narcotrend (software version 4.0)	10
Tabela 3.1- Condições de fronteira da estrutura	19
Tabela 4.1- Valores de cálculo para a análise estrutural.....	24
Tabela 4.2- Características do aço	28
Tabela 4.3- Características das ligas de alumínio	28
Tabela 4.4- Características do polímero utilizado	32
Tabela 4.5- Características da célula de carga, Série DBBSMM	36

Lista de abreviaturas e acrónimos

ASA – *American Society of Anaesthesiology*

BIS – *BISpectral index*

CARC – *Clinical Anaesthesiology Research Centre*

CHP – Centro Hospitalar do Porto

DOA – Depth of anesthesia

EBIC – *Everest Biomedical Instruments Company*

EEG – Eletroencefalograma

ESD – *Electrostatic Discharge*

FCT – Fundação para a Ciência e Tecnologia

GE – *General Electric*s

HRV – *Heart Rate Variability*

HSA – Hospital de S. António

IP – *Ingress Protection*

LOC – *Loss of Consciousness*

OMT – Microtremor Ocular

PSA – *Patient State Analyser*

PSI – *Patient State Index*

RE – *Response Entropy*

SE – *State Entropy*

TO4 – *Train of four*

1 Introdução

A identificação do momento da perda de consciência (LOC) é normalmente baseada em sinais elétricos obtidos por dispositivos ligados ao doente que avaliam os sinais biológicos (ex.: batimento cardíaco, níveis de oxigénio, etc.) e em indícios observáveis pelos médicos anestesistas, tais como, a perda da resposta verbal, do reflexo palpebral à luz, da ausência de movimento dos olhos quando estimulado fisicamente ou pelo chamamento (voz/som), perda muscular, etc.

Embora amplamente praticados, os métodos de avaliação por estimulação obrigam o doente a despertar, sendo que o objetivo da indução anestésica é precisamente o contrário, isto é, fazer com que o doente tenha uma perda gradual do estado de consciência do meio ambiente, deixando de falar, fechando os olhos e relaxando os músculos, sendo no entanto, ainda suscetível a estimulação. Portanto pode-se afirmar que o despertar durante a indução é um método ineficaz que resulta, eventualmente, em doses de anestésico superiores às necessárias caso o doente não fosse repetidamente despertado.

Na prática clínica são ainda usados índices baseados no eletroencefalograma (EEG), no entanto os dispositivos de monitorização utilizados atualmente precisam de um período de tempo mais ou menos longo para o cálculo de índice, apresentando assim o estado do doente com um atraso. Embora o atraso exato seja desconhecido, existem estudos que indicam que este estará compreendido entre 24 e 122 s [1], valor demasiado elevado tendo em conta que a indução da anestesia demora cerca de 150 s.

É pois de elevado interesse o desenvolvimento de um novo tipo de monitorização que consiga indicar qual o instante em que se passa de um estado consciente para um estado inconsciente, sem necessidade de incomodar o doente. Para o efeito, este novo dispositivo de monitorização vai funcionar sob a premissa clínica de que a última função que o corpo humano perde aquando da indução da anestesia é o tónus muscular. É esta função que é avaliada por este dispositivo e que permitirá o cálculo do tempo de LOC (*Loss Of Consciousness*).

1.1 Objetivos

Este projeto pretende melhorar o protótipo existente tornando a sua utilização mais cómoda e segura tanto para os pacientes como para os médicos.

Para atingir este objetivo foram definidas as seguintes tarefas:

- Identificação do prolema a resolver;
- Estudo da solução inicial em situação real do bloco operatório
- Proposta de alteração;
- Estudo e escolha de sensores adequados;
- Otimização da eletrónica de controlo e de condicionamento de sinal;
- Otimização do software de interface;
- Otimização do mecanismo em software de simulação;
- Aquisição do material e respetiva montagem;
- Teste da solução desenvolvida.

Neste projeto fez-se um estudo inicial do protótipo existente monitorizando doentes durante a indução de uma anestesia, permitindo assim avaliar o seu desempenho e definir os aperfeiçoamentos a implementar.

Posteriormente fez-se o projeto das alterações a implementar, e a validação em software de simulação.

A interface de software com o utilizador foi atualizada e depois validada em ambiente clínico, prevendo-se em breve proceder a testes em ambiente real de todo o equipamento.

1.2 Estrutura

O presente relatório encontra-se dividido em seis capítulos, sendo que, no presente capítulo, é feita uma pequena introdução ao tema, expondo-se os objetivos e metodologias utilizadas, bem como a indicação dos conteúdos que serão abordados.

No **segundo** capítulo é realizada a pesquisa do estado da arte, começando-se por apresentar o contexto histórico subjacente às matérias referentes ao problema, centrando-se depois na situação atual da monitorização anestesiológica, dando-se uma explicação sobre os monitores utilizados nas salas de operação e analisando quais as suas limitações, que tornam necessário o projeto atual, fazendo-se também uma exposição dos conceitos físicos que vão ser o núcleo do estudo do dispositivo.

No **terceiro** capítulo faz-se uma abordagem o equipamento original, sendo explicado qual o estado inicial do projeto, a nível estrutural, sensorial e de interface.

O **quarto** capítulo aborda o desenvolvimento do projeto no período desta dissertação apresentando quais as modificações ao equipamento original, os sensores estudados, a forma como a interface homem-máquina foi redesenhada e quais os estudos estruturais efetuados.

O **quinto** capítulo aborda as validações efetuadas, sendo apresentados os resultados, bem como a sua análise.

No **sexto** capítulo faz-se uma discussão geral dos resultados anteriormente analisados e um breve resumo sobre possíveis trabalhos futuros que possam dar continuação ao projeto.

2 Estado da arte

2.1 Contextualização histórica

A anestesia representa uma parte complexa de um procedimento cirúrgico, precedendo-se e estendendo-se até um pouco depois do seu fim. A ASA (*American Society of Anesthesiology*) define-a como sendo a prática da medicina dedicada ao alívio da dor e cuidados totais do doente antes, durante e após a cirurgia. O anestesista tem o papel de, fornecer uma avaliação médica contínua do doente, monitorizar e controlar as suas funções vitais (frequência e ritmo cardíacos, respiração, pressão arterial, temperatura corporal, equilíbrio de fluidos corporais, etc.), bem como controlar a dor e nível de inconsciência de forma a tornar as condições ideais para uma cirurgia segura e bem-sucedida [2].

No entanto nem sempre aconteceu desta forma, inicialmente a anestesia era feita à base de álcool e pólvora, por via oral, com o doente “estabilizado” pelos assistentes, sendo que as grandes cirurgias da época eram normalmente amputações. Posteriormente desenvolveu-se a anestesia com éter/clorofórmio, por inalação, introduzida em meados de 1846 nos EUA [3]. Desde então foram desenvolvidas outras técnicas, tais como, a anestesia intravenosa e a anestesia balanceada.

Com o uso de novos fármacos¹ advieram problemas acrescidos no cálculo das concentrações usadas, aumentando a possibilidade do acordar intraoperatório ou de sobredosagem. Portanto foi necessário desenvolver novos métodos de monitorização que permitissem aos médicos anestesistas observar mudanças no sistema neurológico do doente. Surgem assim métodos baseados no EEG, ou seja, na medição neurofisiológica da atividade elétrica cerebral, que advém do facto dos neurónios comunicarem por impulsos elétricos e criarem um campo elétrico [4].

O primeiro a deparar-se com a existência destes sinais foi o médico inglês Richard Caton em 1875. Contudo, só em 1912 é que o fisiologista russo, Vladimir Neminsky, publicou a detecção dos primeiros sinais cerebrais em mamíferos e em 1924 é que se gravaram os primeiros sinais cerebrais em humanos por Hans Gerber. Este notou uma correlação na modificação destes sinais quando um paciente passava do estado consciente para inconsciente. Foi Franklin Offner que desenvolveu o primeiro equipamento de EEG, introduzindo o conceito de eléctrodos de agulhas concêntricas. Desde então foram descritas as

¹ Agentes anestésicos inaláveis (éter, clorofórmio) e intravenosos (hipnoides, opiáceo, etc.)

formas das ondas de picos (Gibbs *et al.*), descobriram-se novos métodos de detecção e filtragem dos sinais tendo sido utilizados geralmente em psicologia até aos anos 80.

A primeira vez que se estudaram as fases de anestesia baseadas no espectro de EEG foi em 1991 por van der Velde e Cluitmans[4]. Após ter sido iniciado o estudo da monitorização anestésica por leitura de sinais EEG, foram criados vários algoritmos de forma a reduzir a dimensão dos sinais, sendo um deles designado por Isomap [4].

2.1.1 Classificação dos tipos de anestesia

Atualmente, a anestesia é classificada em três tipos: local, regional ou geral, sendo que a monitorização por EEG é utilizada na última.

As anestésias, local e regional, são utilizadas quando se pretende anestésiar uma área limitada, normalmente, uma extremidade do corpo. Isto é alcançado por meio de anestésicos locais que são aplicados perto das estruturas nervosas para provocar um bloqueio seletivo da geração e condução dos impulsos nervosos que resultam em dor [5]. Neste cenário, a respiração voluntária e a consciência são preservadas.

A anestesia geral, segundo a *Encyclopedia of Surgery*, caracteriza-se como a indução, através da administração de fármacos, de um estado de equilíbrio de inconsciência, o qual é acompanhado pela ausência de sensação de dor (analgesia), paralisia muscular ao longo de todo o corpo [6], amnésia (perda de formação da memória) e hipnose (falta de consciência), este estado deve ser alcançado e mantido com estabilidade das funções fisiológicas.

A anestesia geral é normalmente classificada em três tipos de procedimentos:

- Anestesia inalatória
- Anestesia intravenosa
- Anestesia balanceada

Estas distinguem-se, dependendo do tipo de fármaco e do seu modo de administração.

No caso de inalação, os fármacos são em grande parte absorvidos e eliminados pelos pulmões. Ao contrário, na anestesia intravenosa, os fármacos são administrados diretamente na circulação sanguínea. Anestesia equilibrada é uma combinação de ambos os anestésicos intravenosos e por inalação, com o objetivo de obter a melhor utilização das vantagens de cada tipo.

Tipicamente, para qualquer um destes tipos de anestesia geral e, particularmente, quando se usam relaxantes musculares (que afetam os músculos respiratórios), é necessário apoio por ventilação mecânica.

Podem ser especificados três componentes da anestesia, Figura 2.1: o hipnótico, responsável pela perda de consciência, o analgésico, que permite a supressão da sensação de dor, e os bloqueadores musculares, que impedem os movimentos do paciente. O hipnótico é, para esta dissertação, o componente mais importante.

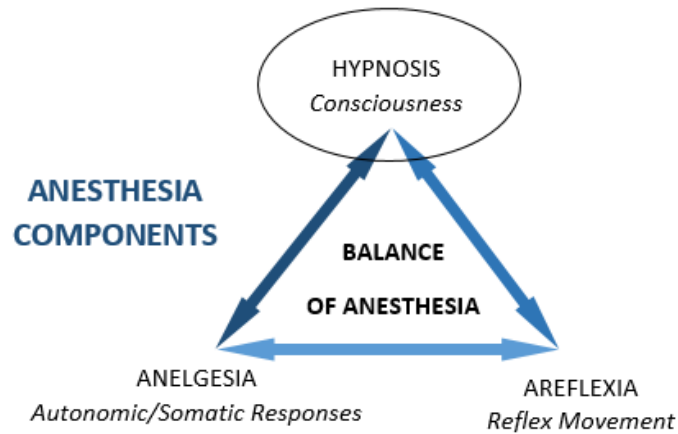


Figura 2.1- Componentes anestésicos, adaptado de [7]

Podem ser distinguidas quatro fases da anestesia geral:

- Pré-medicação: administra-se normalmente um ansiolítico² [8] de curta duração, proporcionando ao doente um leve grau de sedação, de forma a poder entrar na sala de cirurgia, calmo e relaxado;
- Indução anestésica: fase alcançada com fármacos administrados por via endovenosa, sendo atualmente o mais utilizado o *Propofol*³. Este período compreende a transição do doente acordado para o estado de inconsciência, denominado de coma induzido. Embora o doente esteja inconsciente, ainda pode sentir dor, sendo preciso aprofundar mais a anestesia para que a cirurgia possa ser realizada. Para isso o médico anestesista normalmente associa um analgésico opiáceo. Na transição entre a fase de manutenção e indução, o doente necessita ser intubado, já que perde a capacidade respiratória. Para ultrapassar esta situação, usa-se ventilação mecânica externa.
- Manutenção da anestesia: o doente já se encontra em condições ótimas para a cirurgia, no entanto os fármacos utilizados na fase de indução apresentam curta duração, portanto é imprescindível que seja feita a administração continuada (dos mesmos, ou de outros fármacos) de modo a manter o nível de anestésico no valor adequado. É fundamental que se monitorize continuamente o doente para assegurar não só a profundidade anestésica, mas também a estabilidade do doente (batimento cardíaco, pressão, etc.). Neste período, a anestesia pode ser feita por via inalatória ou via

²Fármacos usados na diminuição da ansiedade e tensão.

³Fármaco de ultra-curta-duração da classe dos anestésicos parenterais, injeção endovenosa de uma dose terapêutica (1,5 - 2,5 mg/kg para indução) induz a hipnose.

endovenosa. Geralmente, dá-se preferência à primeira. À medida que a cirurgia progride, o médico anestesista procura deixar o doente anestesiado o mínimo possível, pois uma anestesia muito profunda pode levar a hipotensões e desaceleração dos batimentos cardíacos, resultando numa perfusão sanguínea extremamente reduzida para os tecidos corporais.

- **Recobro:** quando a cirurgia entra na sua fase final, o anestesista reduz a administração de anestésicos, com o objetivo de concluir a anestesia junto com o término do procedimento cirúrgico. Quando há relaxamento muscular em excesso, são utilizados fármacos que atuam como antídotos. Nesta fase, são administrados novamente fármacos opiáceos para que o doente não acorde com dores no local da cirurgia. Ao passo que os anestésicos são eliminados da corrente sanguínea, o doente começa a reaver a consciência, voltando a respirar por conta própria. No momento em que o doente recupera o controlo total dos reflexos das vias respiratórias, o tubo endotraqueal pode ser removido.

Nesta dissertação a parte a ser estudada é a da indução, portanto é importante perceber como os hipnóticos funcionam nesta altura. Atualmente o hipnótico intravenoso mais adequado para fazer a indução e manutenção da anestesia é o *Propofol* [9]. Este causa uma depressão profunda no doente fazendo com que este tenha uma perda gradual de consciência.

2.2 Estado atual e soluções comerciais

2.2.1 Monitorização em anestesia

Existem muitos métodos de monitorização do estado de inconsciência que permitem aos médicos evitar a sobredosagem de anestésicos, ou episódios de despertar intraoperatório.

Atualmente, estes métodos fazem uso de software que se baseia em modelos farmacodinâmicos⁴ e farmacocinéticos⁵ que, dada a concentração cerebral de anestésico pretendida introduzida pelo anestesista, permitem programar a velocidade de infusão necessária das seringas para atingirem essa concentração. Quando a indução é feita manualmente são usados valores de referência pelo anestesista baseados nas características do paciente como o peso, a altura, o género, etc.

Em seguida serão referidas as tecnologias mais utilizadas na monitorização baseadas quer no processamento do EEG, quer em métodos mais recentes que fazem usos de outros parâmetros.

⁴ Modelos que permitem visualizar os efeitos fisiológicos dos fármacos nos organismos vivos, mecanismos de ação e a relação entre concentração do fármaco e efeitos desejados e indesejados.

⁵ Modelos do desenvolvimento temporal dos processos de absorção, distribuição, bio-transformação e excreção de fármacos.

2.2.1.1 Métodos baseados em EEG

Os sinais de EEG transmitem uma *live feed* da mudança da atividade cerebral durante a anestesia, uma vez que refletem o grau geral de atividade elétrica cortical, portanto foi pensado que proporcionariam uma medida clinicamente eficaz da profundidade da depressão cerebral após a administração de drogas anestésicas [10].

Para uma melhor compreensão explica-se primeiro no que consiste o EEG. Este é um sinal de baixa intensidade que tem origem nas células do córtex cerebral, é analisado em função da tensão e é registado através de elétrodos colados no couro cabeludo em diferentes zonas da cabeça, normalmente em montagem 10/20 quando numa situação de investigação, fora do bloco operatório, tal como o exemplificado na Figura 2.2.

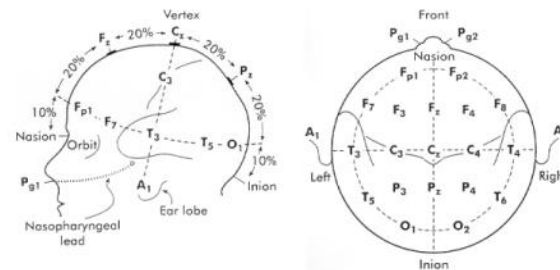


Figura 2.2- Sistema Internacional 10/20

Em geral, os anestésicos produzem um desvio de frequência do sinal EEG, de altas para baixas frequências e um aumento da sua amplitude, criando um sinal EEG com propriedades síncronas.

Como se pode ver na Figura 2.3, o sinal EEG pode ser visualizado em forma de onda, dividido em cinco faixas de frequências, denominadas delta (1-4 Hz), teta (4-9 Hz), alfa (9-15 Hz), beta (15-30 Hz) e gama (> 40 Hz).

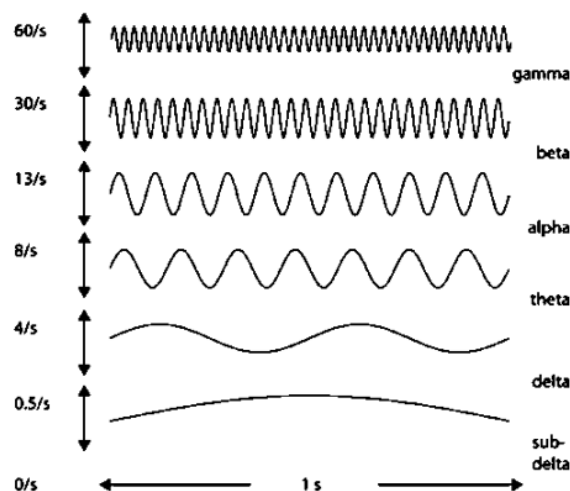


Figura 2.3- Representação esquemática da divisão clássica do eletroencefalograma em faixas de frequências, de baixo para cima: sub-delta (0,5 Hz), delta (4 Hz), theta (8 Hz), alfa (13 Hz), beta (30 Hz) e gama (60 Hz). Adaptado de [11]

Os sinais não processados de EEG apresentam diversas limitações como instrumento de acompanhamento da anestesia, especialmente devido à sua sensibilidade a interferências elétricas na sala de operação, tais como dispositivos de diatermia⁶, e artefactos electromiográficos. Para superar estes problemas, foram desenvolvidas várias técnicas de processamento para fornecer parâmetros quantitativos que reflitam as informações do sinal numa maneira fácil de interpretar. Em geral, os monitores de profundidade anestésica (DOA, *Depth Of Anesthesia*) comerciais utilizam um índice monótono adimensional como medida da DOA derivado de sinais de EEG, tipicamente dimensionadas de 100 (estado de vigília) até 0 (coma profundo).

A aplicação dos sinais derivados de EEG para monitorização da anestesia na prática clínica precisam de ser adquiridos a partir da superfície externa do crânio com invasão mínima, portanto este sinal é adquirido por eléctrodos, normalmente 4, colocados sobre o couro cabeludo que captam a atividade elétrica das células cerebrais. As suas características, tanto no tempo como no domínio espectral, contêm informações sobre o estado de consciência.

De seguida vão ser apresentados os dispositivos de monitorização mais utilizados nos blocos operatórios.

BIS

Desenvolvido pela empresa *Aspect Medical*, e pela primeira vez apresentado em 1992, o índice bispectral (BIS) é usado na monitorização da profundidade anestésica. Usando um algoritmo proprietário, analisa o sinal de EEG numa combinação dos domínios temporal, de frequência e subparâmetros de elevada ordem espectral, calcula um índice com valores entre 0 (EEG isoelectro, inconsciência) e 100 (pessoa desperta).

As cirurgias devem ser praticadas com valores de BIS entre 45 e 60, de forma a evitar a hipnose profunda ou o despertar intraoperatório [4, 12, 13].

Normalmente este índice é calculado em dois passos:

- 1 Coeficientes da transformada discreta de Fourier (DFT).
- 2 bispectro utilizando a seguinte equação:

$$B(f_1, f_2) = X(f_1) \times X(f_2) \times X^*(f_1 + f_2) \quad \text{Equação 2.1}$$

Onde o primeiro termo é o complexo do bispectro (B) e $X(f)$ a transformada do complexo de Fourier à frequência f do sinal $x(n)$ de EEG. A parte do sinal utilizado neste cálculo é o do canal de EEG frontal. No entanto, os eléctrodos também medem eletromiografia espontânea (EMG) que fornece informações sobre a profundidade da anestesia, embora uma alta atividade do músculo frontal pode representar uma interferência para o índice [4, 14]. A Figura 2.4 explica o significado da escala do BIS.

⁶ Dispositivo aquecido por ondas eletromagnéticas

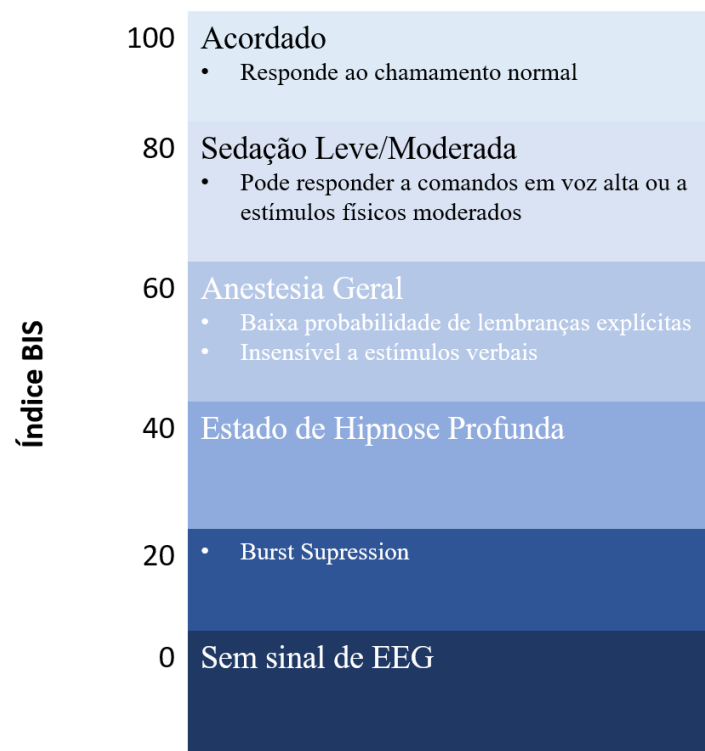


Figura 2.4- Escala do BIS [15]

Embora este método consiga medir com rigor o nível de consciência e de quantidade de anestésicos, não consegue todavia determinar com exatidão o momento de LOC, uma vez que o sinal de BIS tem atrasos devido à sua complexidade e está sujeito a algum ruído devido à atividade dos músculos frontais.

Narcotrend

Produzido pela *Monitor Technique*, este monitor foi desenvolvido pela Universidade de Hannover e fornece uma classificação em seis estados de hipnose (Tabela 2.1) e um índice de 0 a 100, onde 100 é o valor associado com alta atividade cerebral. O algoritmo usado foi baseado no trabalho de Loomis *et al.*, onde o EEG é gravado num canal simples ou duplo e depois filtrado e sujeito às transformadas de Fourier. O resultado final do algoritmo classifica o estado do indivíduo em seis estados [4]. Alguns estudos afirmam que este índice em si é capaz de detetar a transição entre estados de consciência e inconsciência, mas somente na ausência de bloqueadores musculares [16-18]. Schneider et al. [18] concluíram que o monitor era sensível à indução hipnótica mas nem sempre capaz de detetar a transição entre consciência e inconsciência.

Tabela 2.1- Estágios e respectivos indexes do Narcotrend (software version 4.0)

	Estágio Narcotrend	Índice Narcotrend
Acordado	A	95-100
Sedado	B ₀	90-94
	B ₁	85-89
	B ₂	80-84
Anestesia Ligeira	C ₀	75-79
	C ₁	70-74
	C ₂	65-69
Anestesia Geral	D ₀	57-64
	D ₁	47-56
	D ₂	37-46
Anestesia geral com hipnose profunda	E ₀	27-36
	E ₁	20-26
	E ₂	13-19
Anestesia geral com aumento de burst suppression	F ₀	5-12
	F ₁	1-4

Patient State Index (PSI)

Também desenvolvido nos EUA, o *Patient State Index*, é obtido através de monitorização com o *Patient State Analyzer* (PSA) e baseia a monitorização da profundidade anestésica e a identificação do instante de perda de consciência na observação das alterações espaciais da distribuição de potência no sinal de EEG.

Este índice é calculado por um monitor, *Danmeter A/S*, através de um único canal de sinal EEG que calcula a correlação entre as ondas β em relação às ondas α . Tem o mesmo conjunto de valores que outros índices (0-100) e é muito sensível a interferências de EMG facial. A sua principal vantagem é que pode ser usado com elétrodos convencionais de eletrocardiograma (ECG), reduzindo assim consideravelmente o custo [19]. Dos vários estudos feitos com este sistema conclui-se que existe uma boa correlação entre o índice PSI e o estado de inconsciência [16, 20].

O *SedLine*, Figura 2.5, é um aparelho da *Masimo* que faz a monitorização da função cerebral sendo o produto principal um monitor de função cerebral baseado em EEG. Utilizando quatro canais de informação, o monitor mede os efeitos da anestesia e sedação, monitorizando ambos os lados da atividade elétrica cerebral para permitir uma titulação⁷ mais individualizada e melhorar o atendimento de pacientes sob anestesia ou sedação.



Figura 2.5- SedLine da Masimo[21]

⁷ Análise química quantitativa

Entropia

Introduzido pela empresa Datex-Ohmeda em 2003, foi construído para adquirir e processar os dados do sinal de EEG e a frequência dos sinais de EMG. Também tem uma escala numérica de 0 (anestesia profunda) a 100 (acordado). Este sistema calcula a entropia⁸ através de dois valores numéricos, primeiro, entropia de resposta (RE) com um valor máximo de 100 e inclui informação de EEG, segundo, entropia de estado (SE) com um valor máximo de 91 e inclui a atividade do EMG.

Este conceito assume que com o aumentar da profundidade anestésica aumenta também a regularidade do sinal de EEG. Uma diferença de 0 a 3 valores entre RE e SE indica uma anestesia adequada [4].

Potenciais Evocados

Os potenciais evocados são a atividade elétrica de algumas áreas corticais em resposta à estimulação dos sistemas sensoriais. Os potenciais evocados mais estudados são o visual (VEP), o auditivo (AEP) e o somático (SEP), todos afetados pela administração de hipnóticos. Uma vez que a audição é o último sentido que perdemos quando se perde a consciência e o primeiro a ser recuperado, o AEP é usado para detetar a perda de consciência.

O AEP grava a resposta à estimulação do córtex auditivo (cliques audíveis) e é definido como a passagem de atividade elétrica da cóclea para o córtex, produzindo um sinal composto de 15 ondas localizados nos primeiros 300-600 ms após o estímulo acústico, Figura 2.6. Estas ondas são classificadas de acordo com a região: *Brainstem* AEP (BAEP 0-12 ms), *Mid Latency* AEP (MLAEP 12-60 ms) e *Long Latency* AEP (LLAEP 90-300 ms). O MLAEP parece ser o mais sensível à ação do anestésico [22, 23].

Atualmente, a empresa que faz este tipo de monitores de profundidade anestésica é a *Danmeter*. São usados auriculares para estimular os nervos auditivos e a resposta como potenciais evocados é adquirida através de elétrodos colocados na testa (fpz e fz) e no mastoide⁹ (A1 ou A2). O processamento de sinal dos elétrodos dá origem a um índice, de AAI, com valores de 0 a 100, cujos valores mais elevados são os de acordar [16, 24].

Foram consultados cinco estudos que relatam estes valores de índice, mostrando a partir de um caso em que o índice não varia com a hipnose (quetamina) para casos em que o seu valor é reduzido para 19. Uma vez mais, não podemos associar os valores de índice ao estado hipnótico devido ao comportamento diferente dependendo das drogas e dos critérios utilizados.

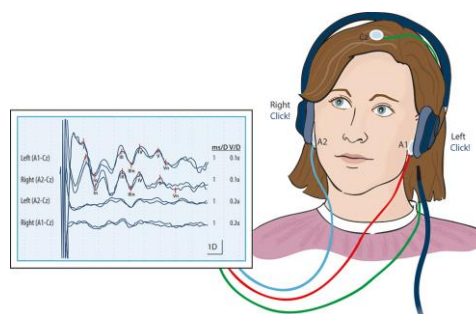


Figura 2.6- Potenciais evocados [25]

⁸ Grandeza associada à noção de "desordem" do sinal.

⁹ Projeção cônica localizada na parte posterior do osso temporal.

2.2.1.2 Outros métodos

O sinal proveniente de EEG não é a única atividade elétrica afetada por hipnóticos: existem outros sinais do corpo que foram bem estudados como possíveis indicadores de LOC ou monitorização de DOA.

Nesta seção é apresentada uma breve descrição destes sinais, particularmente do *Train of Four* (TO4), do microtremor ocular (OMT) e da *Heart Rate Variability* (HRV).

TO4

É um método de monitorização através da estimulação de nervos periféricos. Feito através da contagem do número de contrações musculares provocadas por elétrodos colocados ao longo do nervo. O estímulo é operado por grupos de pulsos de 0,2 milissegundos, com espaçamento de 500 milissegundos \pm 5% (taxa 2 Hz). O padrão é repetido a cada 10 segundos (Figura 2.7). Quando o número de contrações musculares chega a zero significa que o doente encontra-se anestesiado [26].

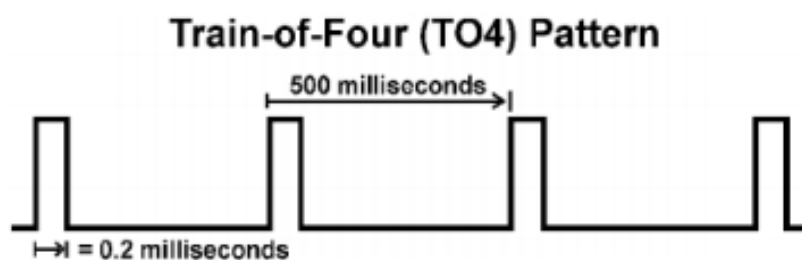


Figura 2.7- Padrão de estímulo do TO4 [26]

Os elétrodos podem ser colocados em três tipos de nervos: o nervo ulnar, no pulso, no nervo facial e no nervo tibial, como pode ser visto na Figura 2.8.

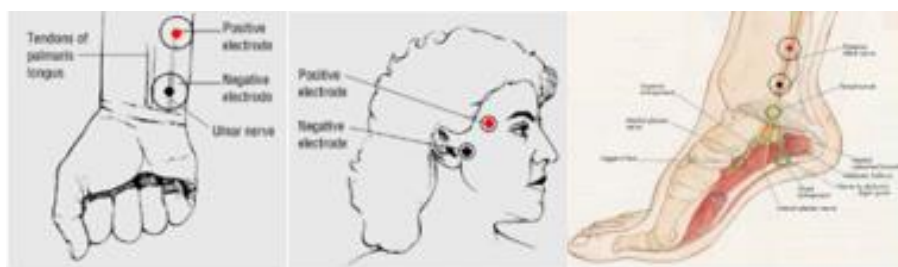


Figura 2.8- Colocação dos elétrodos para TO4 [26]

Microtremor ocular (OMT)

O OMT é um sinal de alta frequência que representa a atividade muscular externa do olho, causada por estimulação elétrica do cérebro. A sua frequência diminui quando aumenta a hipnose, tornando-se uma possível ferramenta para identificar o momento da perda de consciência.

Num estudo publicado por Bojanic et al. [27], os doentes foram anestesiados com *Propofol* sem receber qualquer pré-medicação e a atividade de OMT foi medida com uma técnica que utiliza um sensor piezoelétrico aplicado no olho aberto. Esta avaliação foi feita à chegada ao bloco, e depois de se atingirem as concentrações plasmáticas de 1, 2, 3 e 5 $\mu\text{g/ml}$. A frequência do sinal de OMT reduziu entre as concentrações de 1 e 2, e estabilizou nas seguintes, sendo detetadas diferenças significativas entre o último sinal registrado durante a consciência e o primeiro após o início da hipnose, Figura 2.9.

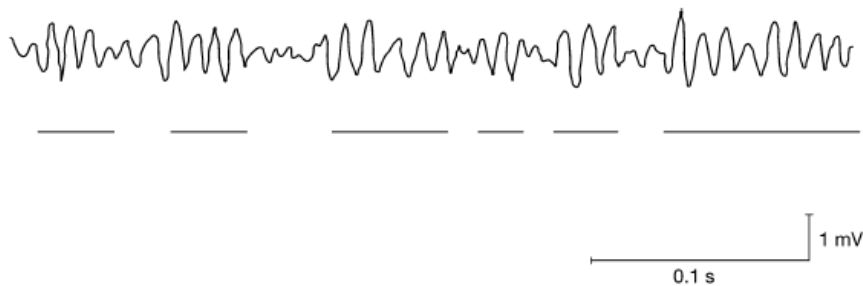


Figura 2.9- Sinal do OMT [27]

Ainda são poucos os estudos que comparam o sinal de OMT com o do BIS [14, 28]. O sinal OMT proporcionou os melhores modelos de regressão em LOC e recuperação, mantendo uma amplitude suficiente mesmo sob os efeitos de bloqueadores neuromusculares. Outra vantagem apresentada pelo OMT foi que, nos casos de doentes agitados durante a incisão, o OMT atingiu valores mais elevados nos instantes anteriores, proporcionando assim não só informações sobre o LOC, mas também sobre possíveis movimentos.

Existem poucos estudos sobre este sinal, por enquanto foi provado que o sinal de OMT é uma nova possibilidade nesta área que precisa de uma maior validação. No entanto, deve notar-se que não pode ser usado em todos os tipos de doentes, porque não é compatível com certas doenças, como doença de Parkinson e esclerose múltipla [29].

Variabilidade do Sinal Cardíaco (Heart Rate Variability, HRV)

O sinal de HRV é outro sinal elétrico extraído a partir do ECG, e está relacionado com LOC uma vez que os hipnóticos reduzem os reflexos cardiovasculares [30]. A frequência cardíaca foi sempre usada como um critério objetivo para avaliar os efeitos da anestesia num doente mas há estudos mais recentes que envolvem a análise espectral deste sinal na detecção LOC.

Em [31], Huang et al. desenvolveram uma análise do sinal de HRV dividindo-o em faixas de frequência, calculando desta forma a alta e média gama (HF e MF) da potência total com os seguintes espaços de tempo: chegada ao bloco, indução, intubação e durante a manutenção. Como consequência da indução as duas frequências são reduzidas, mas a relação MF/HF, que pode ser definida como um equilíbrio entre os sistemas simpático e parassimpático, permanece constante, acontecendo o mesmo no período de manutenção. No entanto, após a intubação não existe uma mudança significativa dos valores de MF e HF, mas existe um aumento da razão, o que significa que o sistema nervoso simpático não foi totalmente bloqueado pelos agentes anestésicos.

Noutro trabalho, Pichot et al. [32] estudaram a capacidade de previsão do HRV para o despertar, usando a transformação wavelet do sinal. Detetou-se, como no estudo anterior, uma grande diminuição na amplitude HRV após a indução, assim como uma mudança brusca do sinal no momento em que o doente abre os olhos. No entanto, não há alteração nos sinais anteriores ao despertar, de modo que não pode ser usado como uma ferramenta de prognóstico, mas apenas para confirmação.

2.2.2 Conclusão

Embora existam variados sistemas de monitorização de profundidade anestésica, todos eles utilizados mundialmente em hospitais nos dias de hoje, deve-se concluir que estes são muito limitados no que toca à precisão com que detetam o momento de LOC.

Notou-se que todos eles são dependentes de um grande volume de informação vinda dos sensores de EEG para calcular os respetivos índices causando assim um atraso de sinal, que durante a manutenção da anestesia pode ser considerado irrelevante (certas cirurgias demoram horas a serem concluídas) mas que para o espaço temporal em que o doente passa da consciência à inconsciência se tornam um problema.

Outros métodos, como o TO4 e o OMT, podem ser considerados mais fiáveis, uma vez que atuam de forma controlada sobre o paciente com sinais bem definidos no espectro temporal, insensíveis a artefactos, e com período de tratamento de dados pequeno. É portanto este género de dispositivo que será mais eficaz para se poder detetar com precisão o momento de LOC.

2.3 Conceitos físicos

O conceito base por trás da concepção deste aparelho advém da noção médica de que quando uma pessoa perde a consciência, também perde, simultaneamente, o tônus muscular. Este fenómeno pode ser visto quando uma pessoa adormece sentada num automóvel ou avião e a cabeça começa a “cair”, ou quando uma pessoa está a ler um livro e a perda de tônus faz com que o livro caia, sendo que a queda do livro provoca o despertar imediato. O fenómeno de perda de tônus era utilizado ativamente pelo famoso pintor espanhol Salvador Dalí que adormecia intencionalmente com um objeto na mão e ao ser acordado pela queda do objeto logo após adormecer era capaz de evocar imagens que utilizava para inspirar pinturas surrealistas.

Numa anestesia geral, este fenómeno irá ocorrer aquando da indução, ou seja, quando se utiliza um hipnótico para se induzir a perda de consciência. Portanto quando o paciente passa ao estado de inconsciência, os músculos perdem o estado de pré-tensão, que permite aos músculos em repouso entrar mais rapidamente em ação, ou no caso de uma queda permite minimizar, ou parar, a velocidade da queda.

É esta passagem de tônus normal a um estado de hipotonia¹⁰ que vai permitir, no âmbito da dissertação, medir o momento de LOC. O local do corpo escolhido para fazer esta medição foi um dos braços, visto que são os membros mais fáceis de manusear e com as características de movimento necessárias.

Do ponto de vista mecânico pode ser feita a seguinte analogia: aquando da consciência o braço pode ser visto como uma barra apoiada numa extremidade por um apoio duplo e suspensa por um sistema mola amortecedor (tônus muscular) que vai responder tanto ao deslocamento como à velocidade. A sua resposta temporal a um deslocamento inicial poderá ser parecida à de um sistema sub-amortecido que vai vendo a sua resposta atenuar-se ao longo do tempo, voltando rapidamente à posição de equilíbrio estático. k e c são as constantes de rigidez e amortecimento que condicionam o movimento do braço correspondendo assim à pré-tensão residual dos músculos, Figura 2.10.

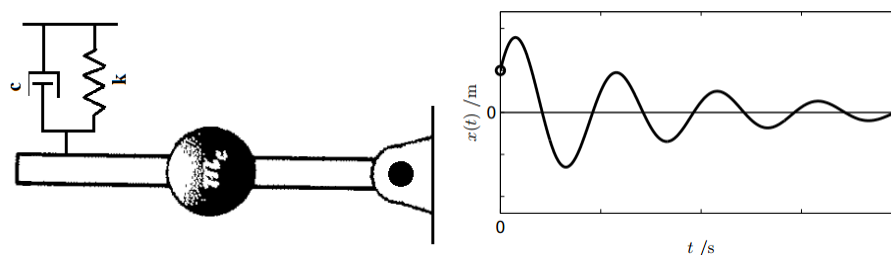


Figura 2.10- Analogia de um braço com um sistema mola/amortecedor, no estado de consciência

¹⁰ Relaxamento muscular completo

Aquando e depois do momento de LOC deve-se modificar a analogia mecânica a ser feita, uma vez que os músculos perdem a tensão residual e é como se atuassem só como uma mola não sendo abrandados na queda e demorando mais a parar. Neste caso a resposta temporal aproxima-se da de um sistema não amortecido no qual a resposta demora a atenuar-se. Sem a pré-tensão residual só a constante de rigidez k é que vai condicionar o movimento equivalente à rigidez natural dos músculos.

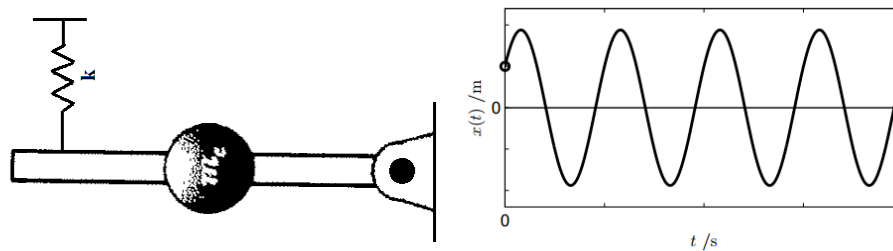


Figura 2.11- Analogia de um braço com um sistema mola/amortecedor, no estado de inconsciência

3 Protótipo anterior

Em 2009 o bolseiro de investigação Hélder Samuel Lima dos Santos construiu o sistema descrito no presente capítulo no âmbito de um projeto de investigação financiada pela FCT (Fundação para a Ciência e Tecnologia), no qual se fez o estudo e a construção mecânica do dispositivo.

O sistema desenvolvido tem como componentes e configuração a indicada na Figura 3.1, parte destes advém de um apoio de braço normalmente encontrado nos hospitais, Figura 3.2.

A Figura 3.3 demonstra como o mecanismo deve ser montado, com todos os componentes na posição correta [33].

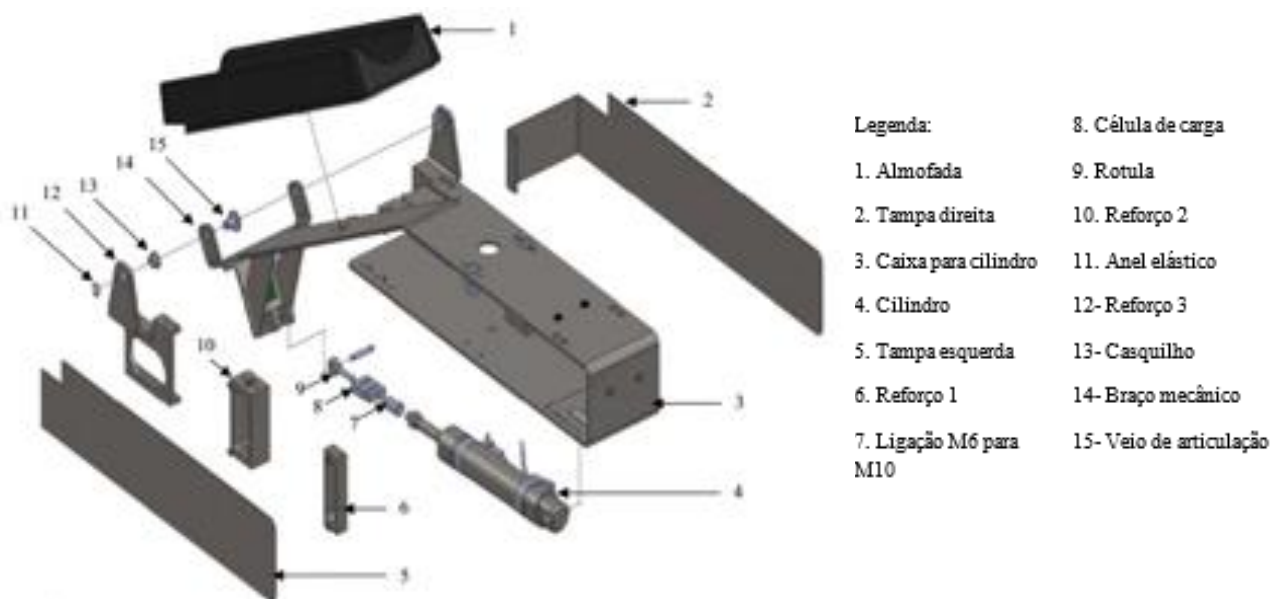


Figura 3.1- Vista explodida do mecanismo desenvolvido

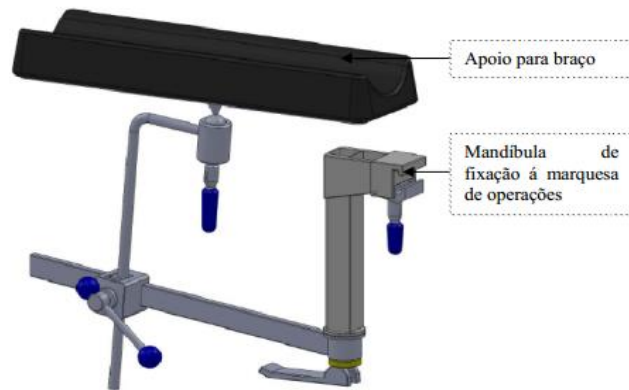


Figura 3.2- Apoio de braço, existente em blocos operatórios



Figura 3.3- Mecanismo montado com vista interior do equipamento

Como é utilizada uma estrutura oscilante em L, montada para que permita manter o cilindro na horizontal, é possível uma solução com cobertura exterior o que permite uma solução esteticamente atraente e com uma forma funcional mais arrumada e compacta em que sensores e fios encontram-se protegidos, como pode ser visto na Figura 3.4 .



Figura 3.4- Protótipo anterior

3.1 Mecanismo e circuito pneumático

O sistema, como referido anteriormente, baseia-se no uso de um atuador pneumático para fazer o movimento de um suporte de estrutura em L composta pelas partes 1 e 1', ligadas rigidamente, como evidenciado na Figura 3.5, formando assim um mecanismo tipo alavanca que permite fazer a rotação do apoio em O.

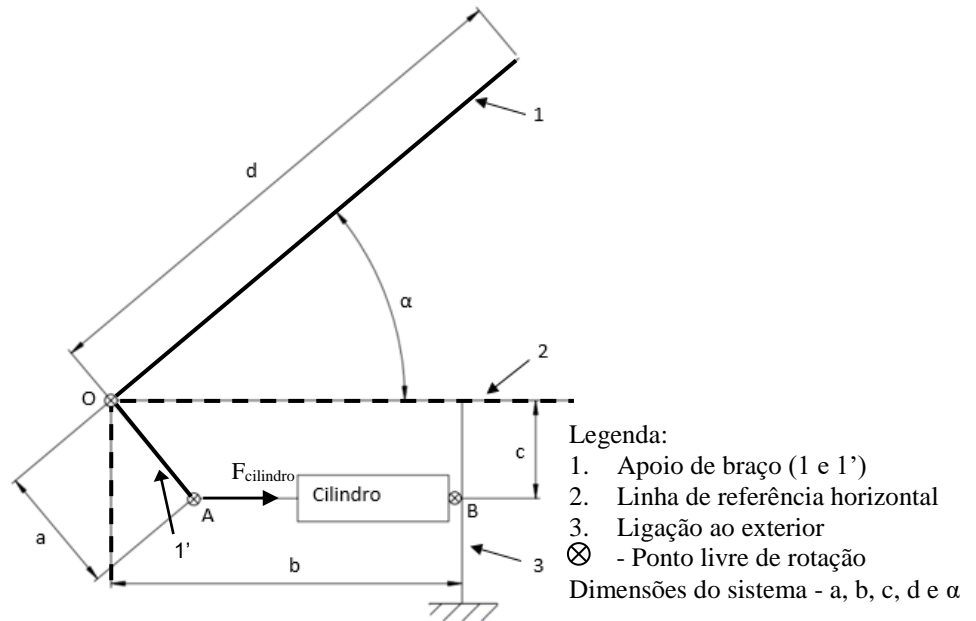


Figura 3.5- Esquema simplificado do funcionamento do dispositivo

As equações que caracterizam o sistema são as abaixo indicadas [33], comprimento do cilindro (distância AB), força do cilindro e ângulo que este faz com a horizontal (θ), não apresentado na Figura 3.5 uma vez que o cilindro é representado na horizontal:

$$\text{Comprimento}_{\text{cilindro}} = \sqrt{(b - a \sin \alpha)^2 + (a \cos \alpha - c)^2} \quad \text{Equação 3.1}$$

$$F_{\text{cilindro}} = \frac{75 \times 0,4 \cos \alpha}{a \cos(\alpha - \theta)} \quad \text{Equação 3.2}$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{b - a \cos \alpha}{-a \sin \alpha - c} \quad \text{Equação 3.3}$$

Tabela 3.1- Condições de fronteira da estrutura

Nome	Valores
Ângulo do braço	0-60°
Velocidade linear	0-10 mm/s
Forças aplicadas	0-75 N

Com este arranjo cilindro/suporte, a imposição de uma velocidade constante ao cilindro não implica necessariamente a obtenção da velocidade de rotação constante por parte do apoio do braço. No entanto, o sistema foi desenhado de modo a que esta condição se verifique, ou seja, a velocidade angular é aproximadamente constante para uma velocidade do cilindro igualmente constante [33].

O cilindro é movido pneumaticamente e o equipamento é representado pelo circuito apresentado na Figura 3.6. Composto por um cilindro pneumático de dupla ação com amortecimento, fins de curso (1S1 e 1S2), reguladores de caudal unidirecionais em ambos os sentidos, reguladora de pressão e uma válvula direcional 5/3 de centro fechado com acionamento elétrico e centrada por molas, com silenciadores de forma a diminuir ruídos de escape [33].

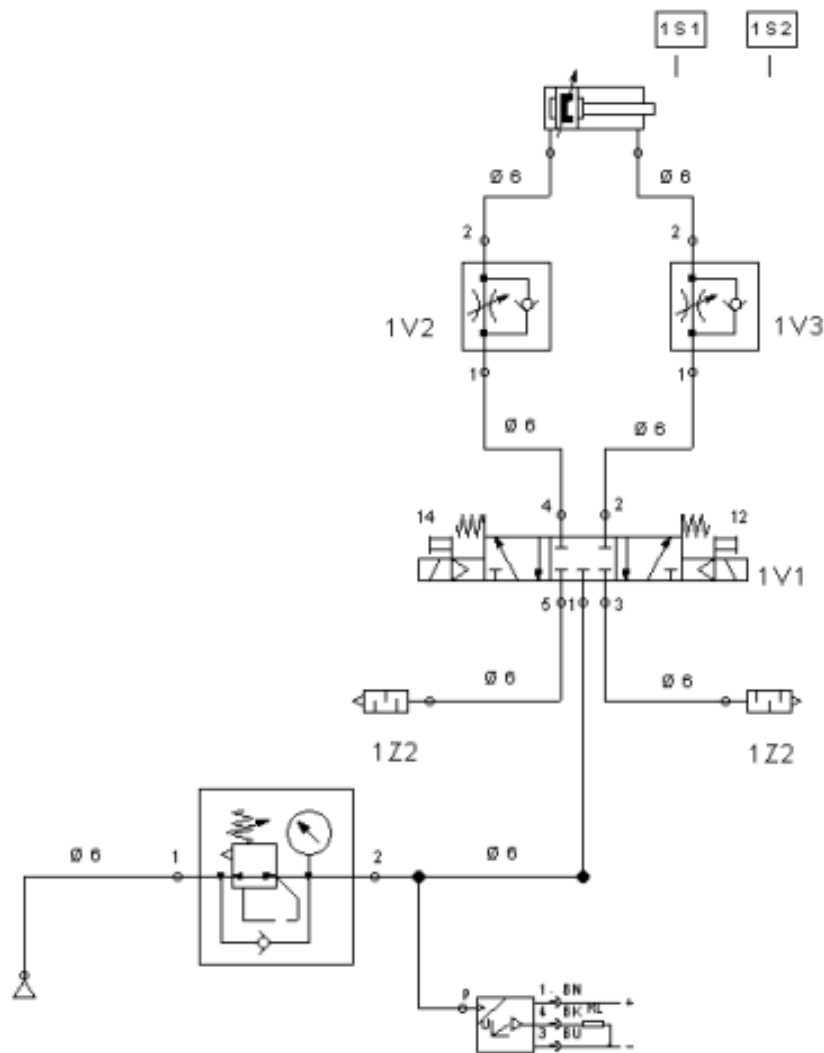


Figura 3.6- Circuito pneumático montado no mecanismo

3.2 Transdutores

Os transdutores referidos neste subcapítulo foram adquiridos no período de projeto anterior a esta dissertação.

Transdutores Piezoelétricos – EMFIT

Para fazer a detecção da queda do braço aquando do seu contacto com a esponja do suporte são utilizados dois transdutores piezoelétricos finos e com resposta proporcional à força de contacto exercida. O princípio de funcionamento deste tipo de transdutores piezoelétricos baseia-se na capacidade elétrica existente entre duas placas móveis, similar ao funcionamento de um condensador de capacidade variável. Assim sendo, quando o sensor é pressionado a distância entre as duas placas diminui, diminuindo o valor de capacidade correspondente - representado na Figura 3.7 gerando uma variação de cargas elétricas ΔQ .

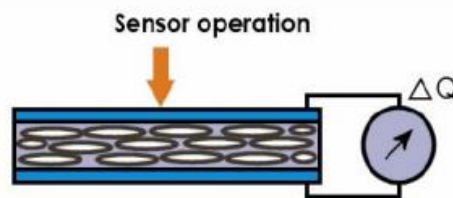


Figura 3.7- Princípio de funcionamento do sensor piezoelétrico

Para a leitura deste tipo de sensor existem duas hipóteses: usar um amplificador de tensão ou um amplificador de carga [34].

Célula de carga

A célula de carga está acoplada ao veio do êmbolo que faz mover a parte móvel do suporte móvel, sendo assim possível medir qualquer alteração de massa ou força exercida sobre o suporte móvel [34].

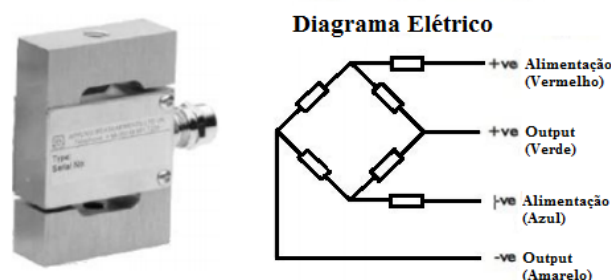


Figura 3.8- Célula de carga e esquema elétrico

A célula de carga é selada com um índice de proteção IP65 e uma capacidade de carga até 50kgf.

Acelerómetro

O acelerómetro está a ser usado como inclinómetro, medindo o ângulo de rotação em relação à horizontal, Figura 3.9.



Figura 3.9- Acelerómetro da Freescale, MMA7260QT

3.3 Interface – LabVIEW

A interface homem-máquina original, Figura 3.10, esboçada pelo bolsheiro António Ramos Silva, era complicada e devido ao seu tamanho não podia ser usada em todos os monitores. Tinha funções básicas de controlo de movimento e gravação de sinal.

Para utilizadores da área médica não seria conveniente trabalhar com uma interface deste género, portanto decidiu-se a sua modificação.

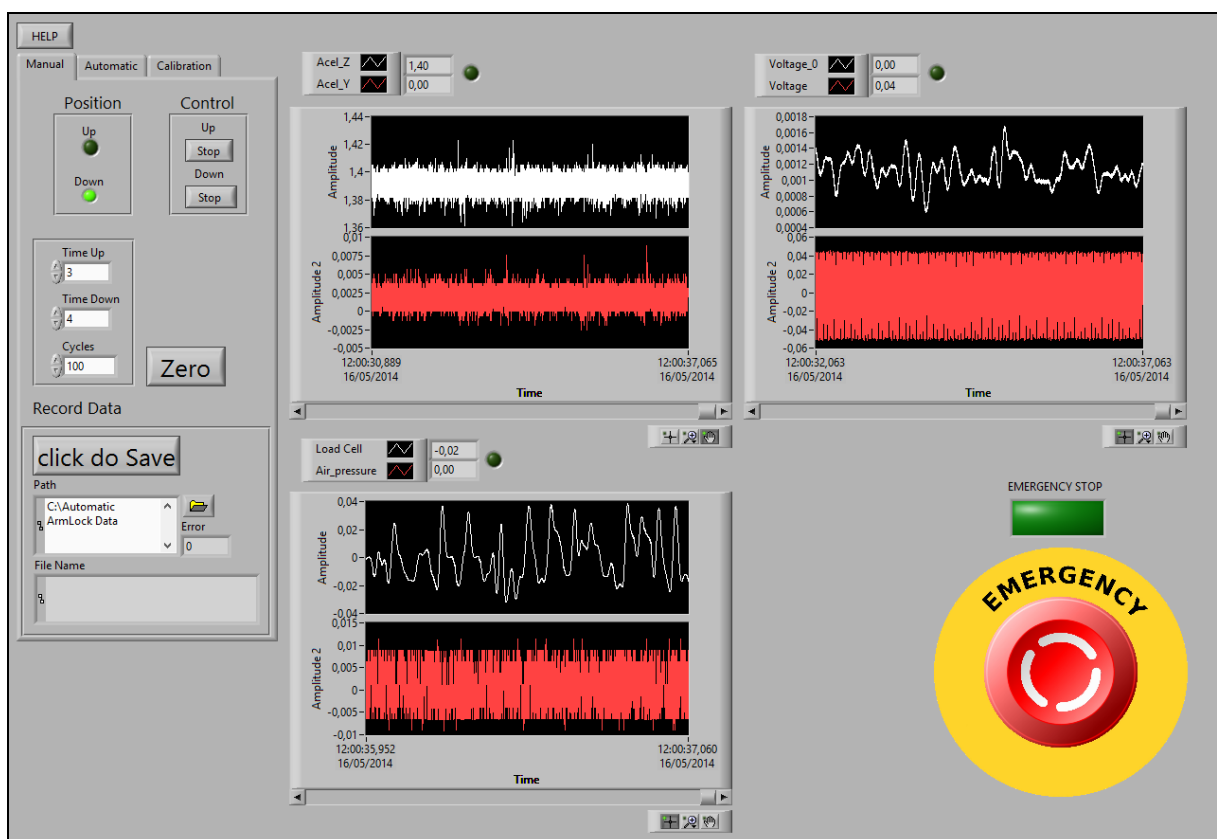


Figura 3.10- Interface original da aplicação

4 Alterações ao protótipo

Após ter sido efetuado um conjunto de testes do protótipo existente em ambiente cirúrgico, foram identificadas algumas limitações e por conseguinte foram implementadas alterações ao nível da estrutura, sensores, eletrónica e software de modo a melhorar o desempenho global.

A estrutura e força motriz continuam a ser idênticas às anteriores, ar comprimido, no entanto foram estudadas mudanças no controlo do movimento do cilindro, tamanho do cilindro e peso da estrutura. Também se simplificou e melhorou a interface homem-máquina.

A Figura 4.1 representa a forma como os elementos de sensorização e controlo vão ser ligados, tendo em vista o controlo automático por computador, baseado em LabVIEW. Estes elementos serão descritos em detalhe neste capítulo.

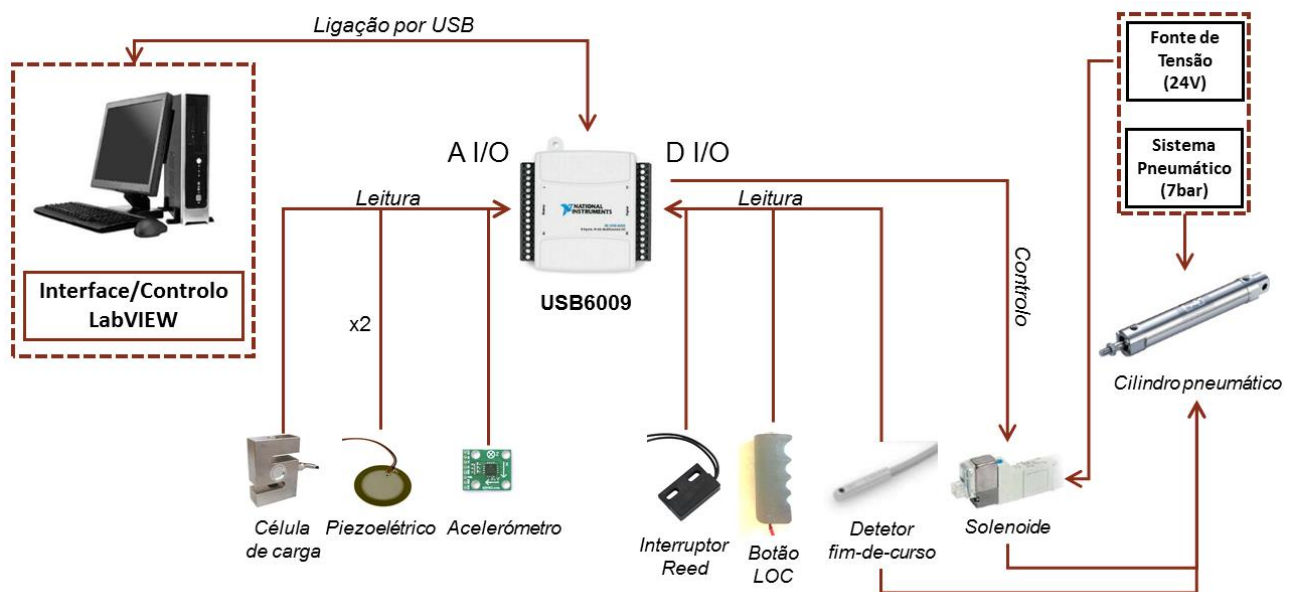


Figura 4.1- Estrutura de ligações dos sensores e cartas de aquisição presentes no projeto

4.1 Componente mecânica

Neste subcapítulo vão ser apresentados todos os cálculos efetuados para a validação do sistema mecânico, bem como uma exposição sobre como foi feito o estudo em software de simulação.

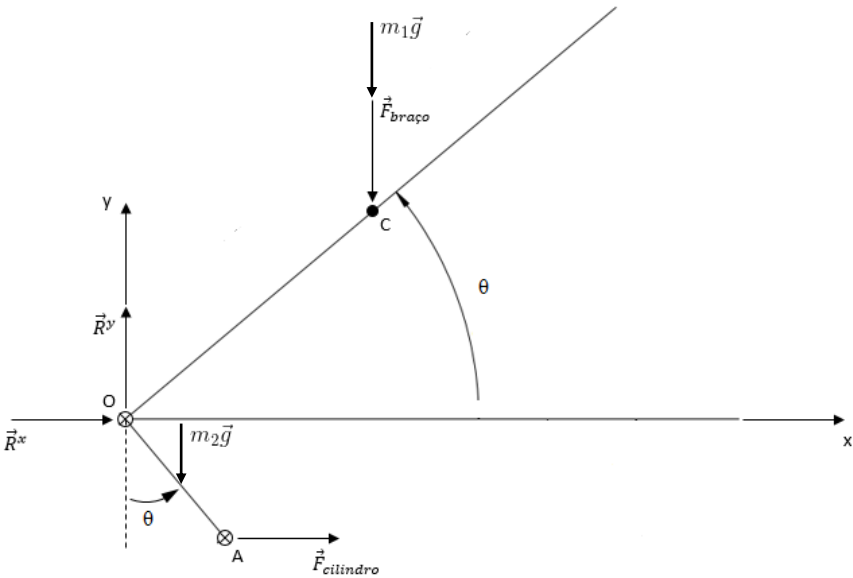


Figura 4.2-Diagrama de corpo livre do mecanismo

Os valores conhecidos para o cálculo dos vários parâmetros são apresentados na Tabela 4.1. Para efeitos do dimensionamento do sistema foi utilizado um peso médio do braço de 3,126 kgf de acordo com a referência [35] e um coeficiente de segurança $n = 2$.

Tabela 4.1- Valores de cálculo para a análise estrutural

Valores usados no cálculo			
$\vec{F}_{braço}$	63 N	$v_{\vec{O}}$	0 mm/s
$\vec{OC} = \vec{OG}_1$	188 mm	$v_{\vec{A}}$	55 mm/s
$2 \times \vec{OC} = d$	376 mm	θ	0° – 60°
$\vec{OA} = a$	79 mm	m_1	0,41 kg
\vec{OG}_2	39,5 mm	m_2	0,11 kg

No diagrama da Figura 4.2 considerou-se θ como o ângulo de rotação do braço, ao contrário do α utilizado anteriormente. A velocidade no eixo de rotação \vec{v}_O é nula e a velocidade linear do ponto A, \vec{v}_A , é constante. Considera-se ω como a velocidade angular do braço oscilante e os pontos G_{10} e G_{20} são os centros de gravidade de cada barra. As massas m_1 e m_2 existem devido ao método utilizado no cálculo dinâmico, tendo-se dividido o braço oscilante em dois componentes, os valores foram calculados para um alumínio genérico.

$$\omega = \frac{v}{a \cos \theta} = \dot{\theta} \quad \text{Equação 4.1}$$

$$\dot{\omega} = \frac{v \dot{\theta} \sin \theta}{a \cos^2 \theta} = \frac{v \dot{\theta} \tan \theta}{a \cos \theta} \Rightarrow \dot{\omega} = \omega^2 \tan \theta \quad \text{Equação 4.2}$$

$$\vec{v}_{G10} = \dot{O}G_{1/0} = \begin{pmatrix} -\omega \frac{d}{2} \sin \theta \\ \omega \frac{d}{2} \cos \theta \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{Equação 4.3}$$

$$\vec{a}_{G10} = \dot{v}_{G10/0} = \begin{pmatrix} -\dot{\omega} \frac{d}{2} \sin \theta - \omega^2 \frac{d}{2} \cos \theta \\ \dot{\omega} \frac{d}{2} \cos \theta - \omega^2 \frac{d}{2} \sin \theta \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{Equação 4.4}$$

$$\vec{v}_{G20} = \dot{O}G_{2/0} = \begin{pmatrix} \omega \frac{a}{2} \cos \theta \\ \omega \frac{a}{2} \sin \theta \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{Equação 4.5}$$

$$\vec{a}_{G20} = \dot{v}_{G20/0} = \begin{pmatrix} \dot{\omega} \frac{a}{2} \cos \theta - \omega^2 \frac{a}{2} \sin \theta \\ \dot{\omega} \frac{a}{2} \sin \theta + \omega^2 \frac{a}{2} \cos \theta \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{Equação 4.6}$$

$$\vec{K}_0 = (I_{Z1} + m_1 \frac{d^2}{4} + I_{Z2} + m_2 \frac{a^2}{4}) \dot{\omega} \hat{k} \quad \text{Equação 4.7}$$

$$\begin{cases} \sum \vec{F} = \dot{\vec{Q}}_1 + \dot{\vec{Q}}_2 \\ \sum \vec{M}_0 = \vec{K}_0 \end{cases} \quad \text{Equação 4.8}$$

$$\begin{cases} R_0^x + F_{cilindro} = (-m_1 \frac{d}{2} \sin \theta + m_2 \frac{a}{2} \cos \theta) \dot{\omega} - (m_1 \frac{d}{2} \cos \theta + m_2 \frac{a}{2} \sin \theta) \omega^2 \\ R_0^y + F_{braco} = (m_1 \frac{d}{2} \cos \theta + m_2 \frac{a}{2} \sin \theta) \dot{\omega} + (-m_1 \frac{d}{2} \sin \theta + m_2 \frac{a}{2} \cos \theta) \omega^2 \\ -F_{braco} \times \frac{d}{2} \cos \theta + F_{cilindro} \times a \cos \theta = (I_{z1} + m_1 \frac{d^2}{4} + I_{z2} + m_2 \frac{a^2}{4}) \dot{\omega} \end{cases} \quad \text{Equação 4.9}$$

$$F_{cilindro} = F_{braco} \frac{d}{2a} + (I_{Z1} + m_1 \frac{d^2}{4} + I_{Z2} + m_2 \frac{a^2}{4}) \frac{\dot{\omega}}{a \cos \theta} \quad \text{Equação 4.10}$$

A Figura 4.3 representa o gráfico de velocidade angular do braço oscilante em função da velocidade do cilindro constante e igual a 55 mm/s.

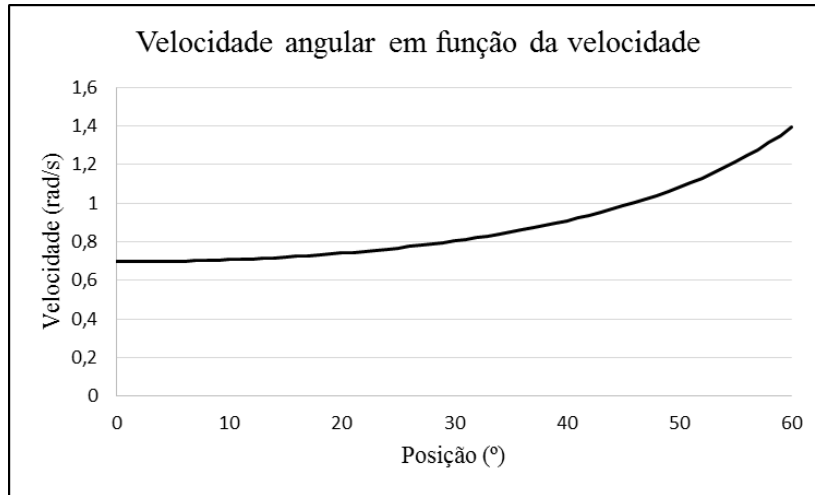


Figura 4.3- Velocidade angular em função da posição do apoio

Tal como o esperado, a velocidade angular não é constante, no entanto apresenta uma variação suave o suficiente para uma gama de velocidades que deverá ser compreendida entre os 0,1 e os 0,7 rad/s, de forma a não causar danos ao braço do paciente.

A Figura 4.4 representa o gráfico de força que o cilindro exerce para uma carga constante no braço de 63 N, considerando um ângulo de 0-60° de rotação.

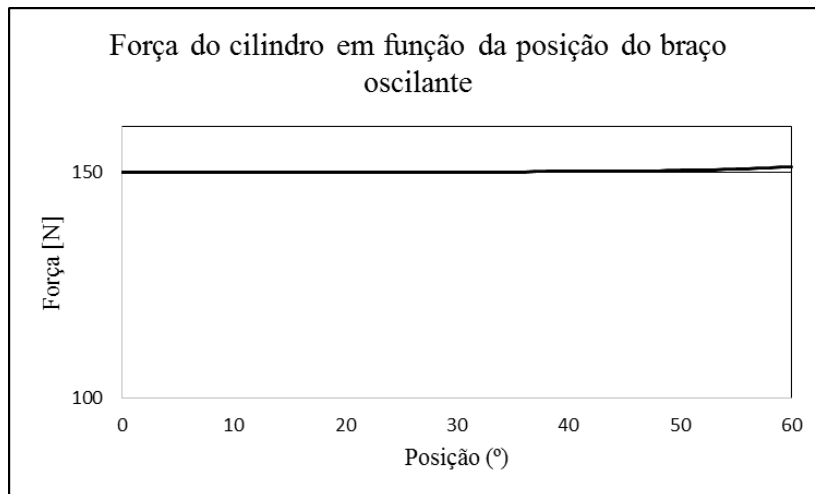


Figura 4.4- Força que o cilindro deve exercer em função da posição do apoio

Pelo gráfico verifica-se que a força é aproximadamente constante e independente do ângulo.

Com estes resultados foi feito o projeto da estrutura utilizando o software de simulação estrutural do *SolidWorks*.

4.1.1 Modificações estruturais

Foi decidido também fazer o estudo de possíveis modificações na estrutura do mecanismo, uma vez que a original era pesada e não permitia uma boa montagem dos componentes eletrônicos, dificultando a sua substituição ou *upgrade*.

Efetuuou-se portanto, a alteração do material das partes do mecanismo, para mesma espessura de chapa, primeiro do braço oscilante, Figura 4.5, de aço para uma liga de alumínio, conseguindo-se assim uma redução de peso de aproximadamente 35 %, mantendo a robustez mecânica necessária.

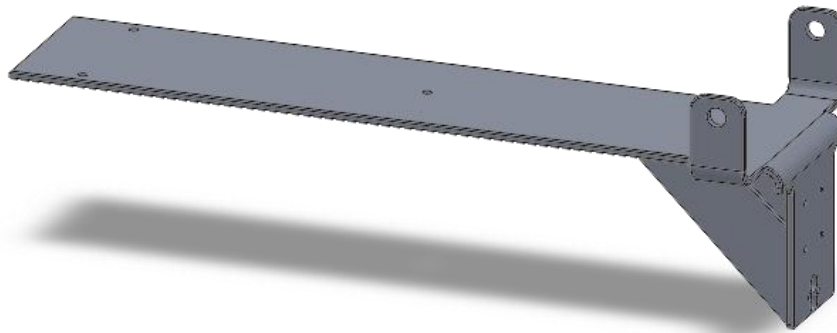


Figura 4.5- Braço oscilante

A estrutura que suporta o mecanismo, Figura 4.6, foi igualmente modificada de modo a posicionar os componentes elétricos, criando-se locais para a montagem da *PCB*, e um novo tipo de ligação ao suporte. As zonas assinaladas na figura localizam as alterações efetuadas.

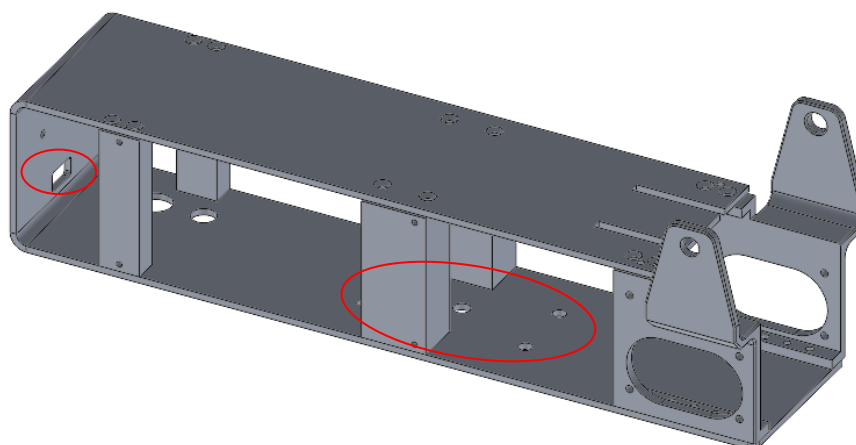


Figura 4.6- Caixa do cilindro

Para suportar esta caixa foi construído o suporte móvel representado na Figura 4.7 Esta solução permite a movimentação do protótipo dentro do bloco operatório numa forma mais fácil. Anteriormente a caixa era transportada à mão e fixa à marquesa antes de cada operação.

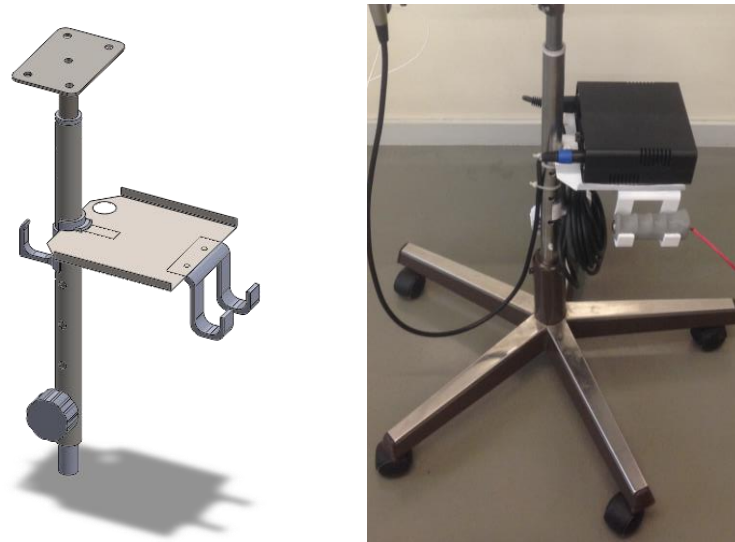


Figura 4.7- Suporte móvel do dispositivo de LOC

O estudo em *SolidWorks Simulation* foi realizado para as estruturas nas ligas de alumínio de forma a ver qual o seu comportamento quando sob carga, fazendo-se um estudo estático às várias partes em separado. Como ferramenta de comparação fez-se também uma simulação com o material original de construção, aço.

As Tabela 4.2 e Tabela 4.3 mostram as características dos materiais usados na simulação (aço e ligas de alumínio).

Tabela 4.2- Características do aço

		Aço
Elasticidade	Densidade [g/cm ³]	7.8
	Módulo de Young [GPa]	210
	Coefficiente de Poisson	0,3
Tensão de Cedência [MPa]		235

Tabela 4.3- Características das ligas de alumínio

Designação		Liga 2024	Liga 5083	Liga 6082
Elasticidade	Densidade [g/cm ³]	2,78	2,66	2,70
	Módulo de Young [GPa]	73	71	69
	Coefficiente de Poisson	0,33	0,33	0,33
Tensão de Cedência [MPa]		220	275-350	205-310

A Figura 4.8 mostra a localização das forças usada para a simulação. Considerou-se uma força distribuída de 63 N na chapa do braço e uma força de 150 N na zona de acoplamento do cilindro.

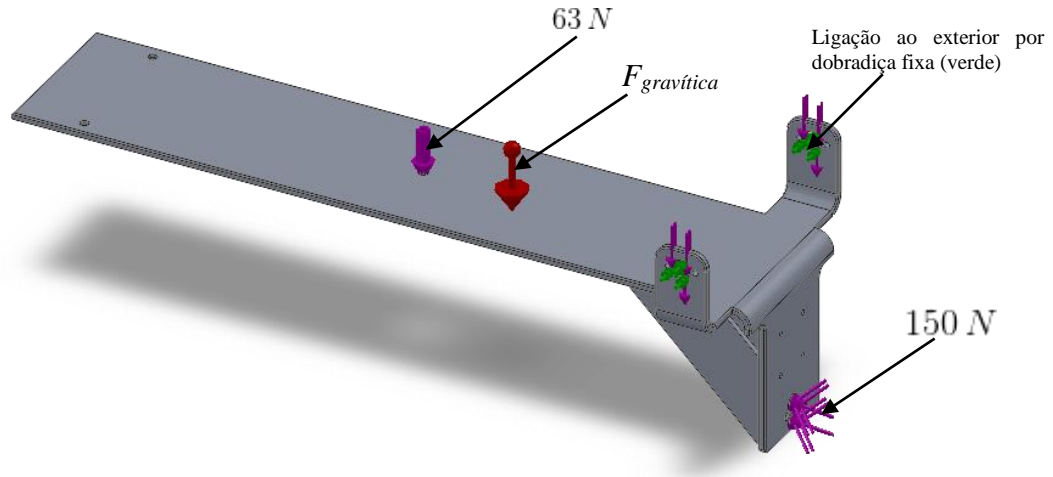


Figura 4.8- Braço oscilante com forças atuantes e ligações ao exterior

Foi igualmente feita a simulação do olhal da zona da caixa, Figura 4.9.

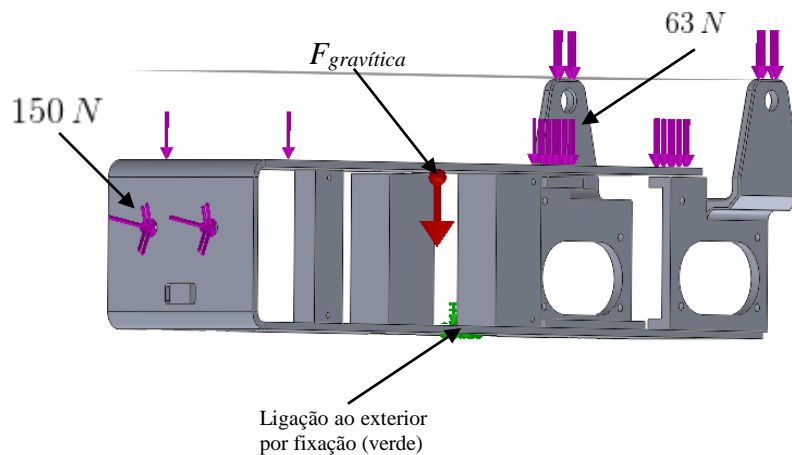


Figura 4.9- Caixa do cilindro com forças atuantes e ligações ao exterior

4.1.2 Simulações

De seguida são apresentados e comentados os resultados das simulações em *SolidWorks Simulation* para os vários materiais.

Uma vez que os resultados foram positivos para todos os materiais e que a distribuição de tensões para cada um é idêntica, apenas são mostradas as figuras referentes ao material que vai ser utilizado, neste caso a liga de alumínio com menor densidade, a Liga 5083. Esta liga tem uma densidade de $2,66 \text{ g/cm}^3$ e uma tensão de cedência entre 275-350 MPa.

4.1.2.1 Braço oscilante

Este elemento do sistema, um dos mais importantes, está sujeito a duas forças que criam um momento na zona de apoio, portanto as zonas de maior concentração de tensão são as indicadas a vermelho nas Figura 4.10 e Figura 4.11. A tensão sofrida é muito inferior à de limite elástico do material, sendo que segundo o critério de VonMises vai sofrer na maioria da estrutura uma tensão de 68,95 MPa e nas zonas de concentração de tensão um valor aproximado de 82,62 MPa, no entanto, nesta zona, a chapa vai ser dobrada logo aumentando assim a sua resistência mecânica.

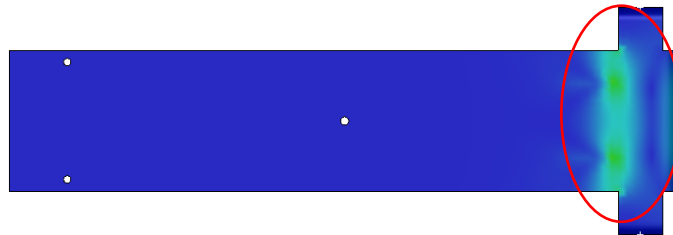


Figura 4.10- Vista superior do braço com distribuição de tensões

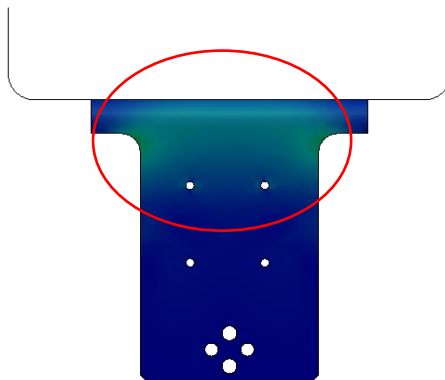


Figura 4.11- Vista traseira do braço com distribuição de tensões

As forças envolvidas foram calculadas para um deslocamento máximo de 60° e como pode ser observado na Figura 4.12 uma força de 150 N é suficiente para que se possa proporcionar o deslocamento necessário para que um braço seja elevado até esse ângulo.

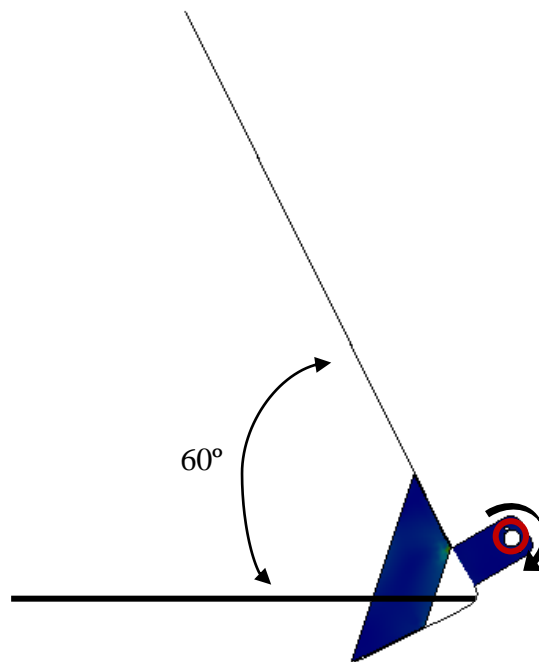


Figura 4.12- Vista lateral do braço com distribuição de tensões e deslocamento devido às forças aplicadas

4.1.2.2 Caixa de suporte

Quanto à caixa de suporte, as zonas de concentração de tensão foram as esperadas, neste caso sendo nos furos de ligação. Neste componente, segundo o critério de VonMises, a estrutura vai sofrer uma tensão muito inferior à de cedência, cerca de 11,87 MPa e nos furos vai surgir uma tensão de 35,6 MPa.

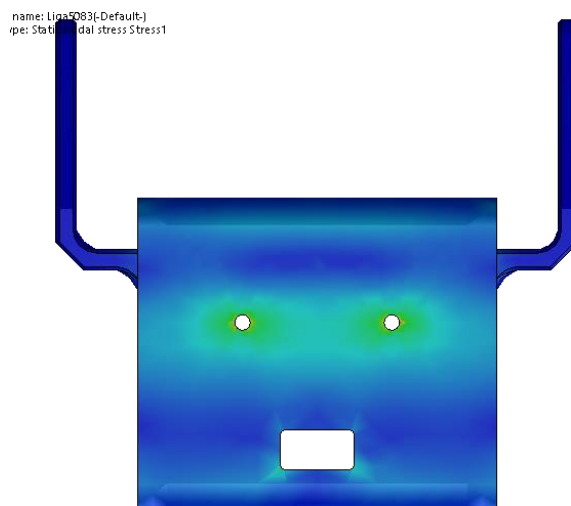


Figura 4.13- Vista frontal da caixa com distribuição de tensões

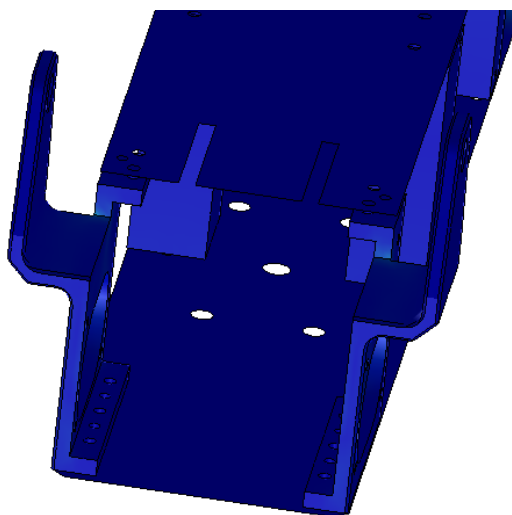


Figura 4.14- Vista traseira da caixa com distribuição de tensões

Nos suportes do braço oscilante existe uma pequena concentração de tensão no entanto não é tão crítico como se esperava, 14,83 MPa.

4.1.3 Modificações não estruturais

Após os testes, verificou-se que o braço do doente não caía sempre em cima da almofada do suporte, como o demonstrado na Figura 3.4, o que fazia com que alguns dos transdutores que medem a força não registassem variações. Portanto, e de forma a minimizar estas ocorrências, foi desenhado um suporte adicional para a almofada, Figura 4.15, que prende o braço de modo que este caía sempre da mesma maneira gerando resultados mais repetitivos, pode-se ver uma imagem real deste componente no Apêndice A.

Este suporte foi maquinado em polímero, o *TECAFINE PE*, da *Ensinger*.

Tabela 4.4- Características do polímero utilizado

Designação		TECAFINE PE
Elasticidade	Densidade [g/cm ³]	0,96
	Módulo de Young [MPa]	1000
	Coefficiente de Poisson	0,42
Tensão de Cedência [MPa]		25

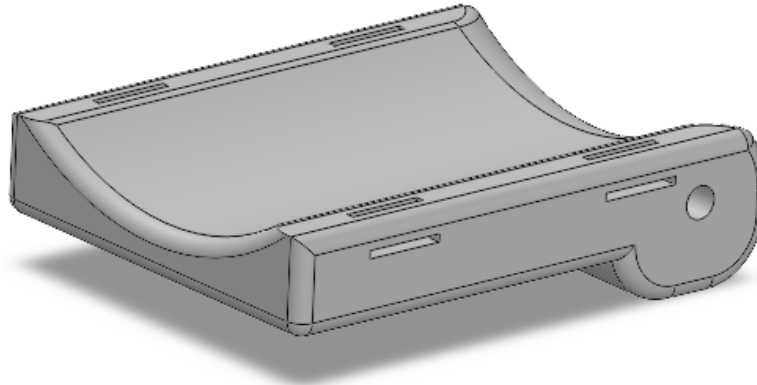


Figura 4.15- Suporte auxiliar de braço

Este material foi escolhido devido às suas propriedades químicas e mecânicas. Boa resistência a ácidos e detergentes, pois espera-se que seja submetido ao processo de desinfecção; baixa densidade, pois na sua utilização, não pode exercer carga significativa no braço; baixo atrito, uma vez que vai ter de rodar livremente com o eixo do cotovelo.

A maneira como este suporte funciona é mostrada na sequência da Figura 4.16.

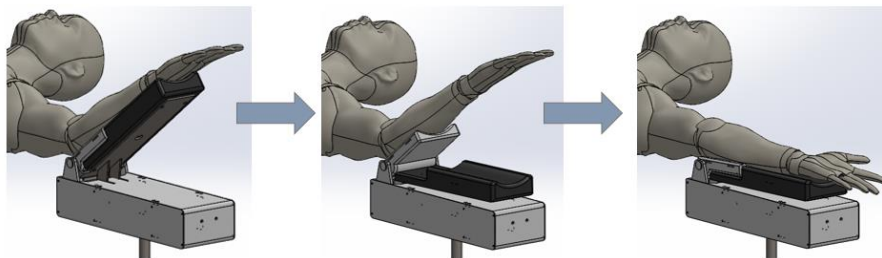


Figura 4.16- Sequência de funcionamento do suporte

A própria almofada de suporte também foi substituída de forma a ser mais fácil a troca dos sensores incorporados. Foram selecionadas para estudo três tipos de espumas com durezas diferentes, mas a mesma densidade, $0,03 \text{ g/cm}^3$, Figura 4.17.

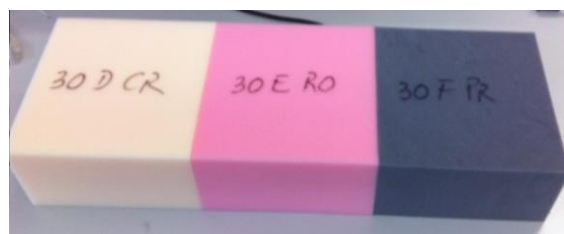


Figura 4.17- Espumas estudadas para uso em nova almofada

A espuma escolhida para a almofada foi a de maior dureza (30 F PR) uma vez que é a mais rígida e portanto não produz um efeito de mola tão significativo como as outras, minimizando-se assim a sua influência no impacto e posterior ressalto do braço na almofada.

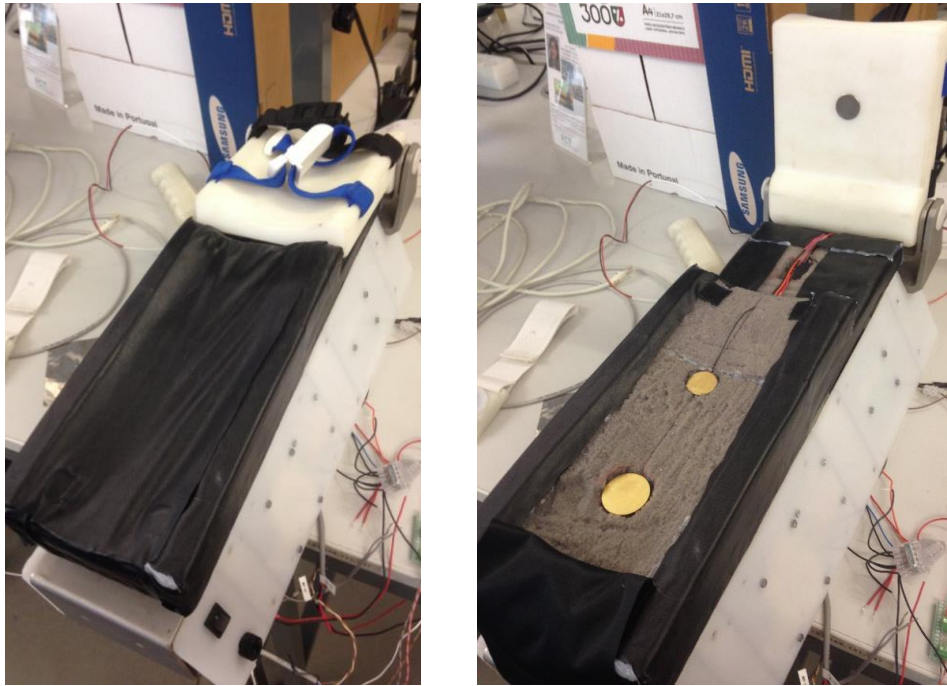


Figura 4.18- A almofada localizada por baixo da cobertura e com dois rebaixos para a instalação de sensores

Outro problema existente na utilização do braço tem a ver com o ruído resultante do contato do braço oscilante com a caixa. Este problema foi resolvido colocando três fitas de cortiça de 4 mm de espessura na parte anterior da estrutura por baixo do braço oscilante, como mostrado na Figura 4.19, de forma a absorver parte das vibrações do impacto.

Desta forma conseguiu-se minimizar o ruído no sinal elétrico, o ruído sonoro e as vibrações do sistema.

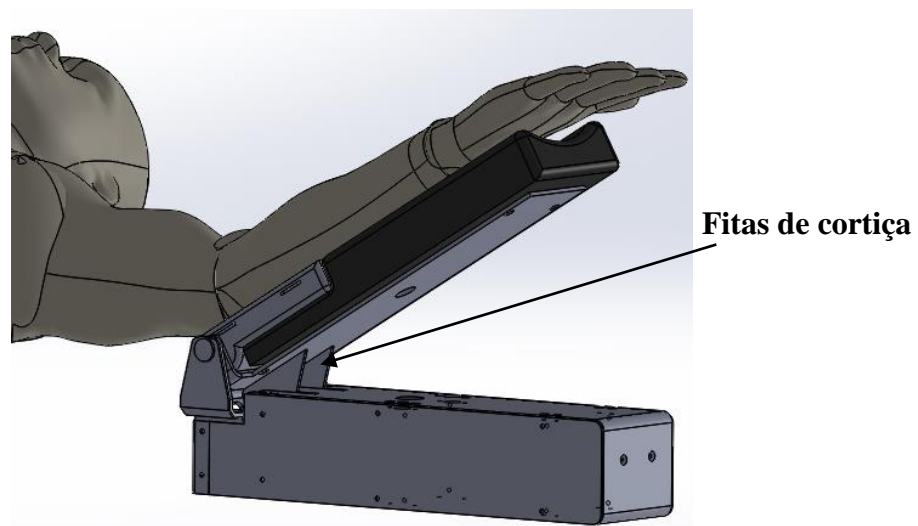


Figura 4.19- Posição das fitas de cortiça

4.2 Componente eletrónica

Neste subcapítulo será apresentada a componente do projeto relacionada com transdutores, detetores e componentes de controlo da atuação, bem como o seu condicionamento de sinal.

4.2.1 Transdutores e Detetores

Estes transdutores e detetores foram escolhidos de modo a conseguirem medir a força de contato, variável importante para a detecção de LOC.

Os transdutores piezoelétricos foram utilizados para fazer a detecção da queda do braço e detetar o contacto com a esponja do suporte. O sinal de saída destes transdutores permite diferenciar o comportamento pré e pós LOC.

Foi testada uma grande variedade de transdutores piezoelétricos bem como alguns piezoresistivos. Para este projeto foram selecionados os transdutores representados nas Figura 4.20, pois foram os que se adequaram melhor ao género de solicitações a medir, dispensando qualquer amplificação de sinal. Numa fase posterior o transdutor PVDF foi excluído, pois a sua configuração física não era adequada devido aos fios de ligação.

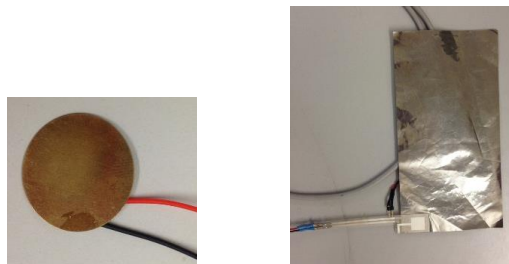


Figura 4.20- Transdutor piezoelétrico redondo e transdutor PVDF

A montagem do transdutor escolhido foi feito em duas “torres” de PLA para que cada sinal pudesse ser medido isoladamente.



Figura 4.21- Transdutores piezoelétricos montados em cilindros de PLA e embutidos na almofada

4.2.1.1 Célula de carga

A célula utilizada é a mesma utilizada no protótipo original, ou seja, uma célula da série DBBSMM, ideal para este projeto, devido ao seu pequeno tamanho, capacidade de medição e índice de proteção IP65.

Tabela 4.5- Características da célula de carga, Série DBBSMM

Características		Valores
Capacidade [kgf]		50
Output Nominal [mV/V]		2,0
Excitação	Recomendada [V (AC/DC)]	10
	Usada [V (AC/DC)]	5
	Máxima [V (AC/DC)]	15
Impedância de entrada [Ω]		375
Impedância de saída [Ω]		350

Esta célula mede a força aplicada na haste do cilindro pneumático, quer na subida, quer na queda livre. Para o circuito de amplificação da célula recorreu-se ao amplificador INA122P, como mostrado na Figura 4.22.

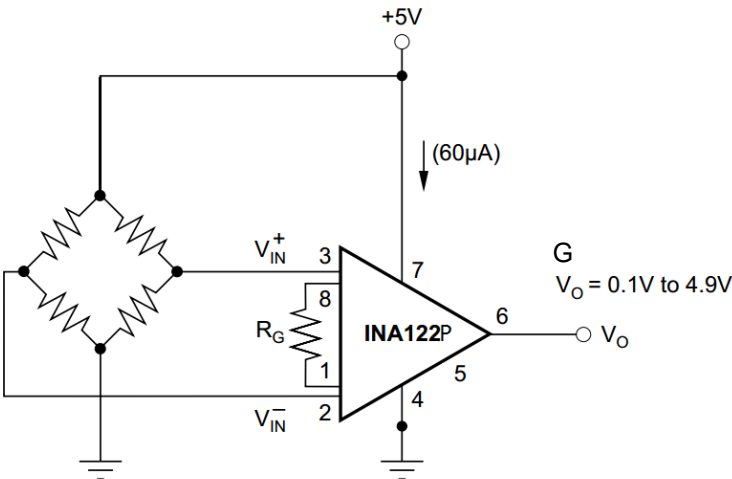


Figura 4.22- Esquema da ligação da célula de carga ao amplificador, adaptado de [36]

O ganho do amplificador é dado pela Equação 4.11, e foi ajustado para $G = 517$ com uma resistência R_g de 390Ω .

$$G = 5 + \frac{200 \times 10^3}{R_g} \quad \text{Equação 4.11}$$

O circuito de ajuste do *offset* foi construído com um amplificador modelo OPA350, ligado à referência do INA122P, Figura 4.23.

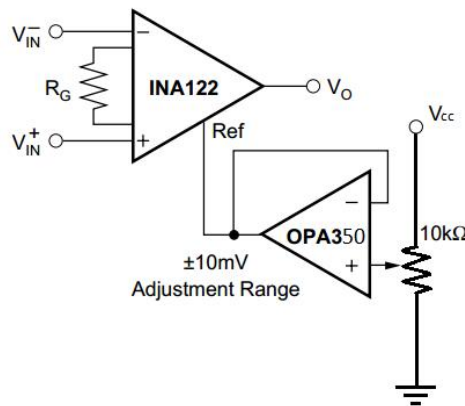


Figura 4.23- Esquema de controlo do offset do output, adaptado de [36]

Para minimizar o ruído, foi utilizado um filtro de passa-baixo *Butterworth* de ordem 3, com uma frequência de corte de 25 Hz.

Embora seja normalmente importante proceder-se a uma caracterização dos transdutores, neste caso não é necessário, uma vez que não se pretende obter o valor absoluto do peso, mas sim uma variação desse valor.

4.2.1.2 Acelerómetro

O acelerómetro usado foi o modelo MMA7260QT, Figura 4.24, da *Freescale*. Este tem um modo de *shut-down* para baixo consumo de energia, *output* de elevada sensibilidade com gama selecionável ($\pm 1,5$; 2; 4 e 6 g). O MMA7260QT trabalha a 3,3 V e disponibiliza um valor de tensão analógico (0-5 VDC) para cada um dos três eixos, sendo usado para medir a orientação do braço do paciente.



Figura 4.24- Estrutura do acelerómetro



Figura 4.25- Montagem do acelerómetro no braço do doente

Os eixos utilizados para fazer a medição são o X e o Z. O X é também utilizado para animar uma imagem de um braço na interface do utilizador mostrando a posição deste em relação à horizontal.

A pulseira onde está montado o acelerómetro também foi modificada de forma a ser mais pequena e, caso seja necessário, poder trocar mais facilmente o sensor, tal como pode ser visto na Figura 4.26.



Figura 4.26 - Pulseira do acelerómetro modificada

4.2.1.3 Interruptor de proximidade reed

Este sensor está acoplado à esponja de suporte, Figura 4.27, e serve para indicar se existe separação entre o apoio e o braço do doente. Portanto o interruptor vai estar ligado sempre que o braço esteja imóvel, mas aquando da queda o tempo entre a desativação e a ativação deste sensor vai ser menor quando o doente perde a consciência do que enquanto estiver acordado.

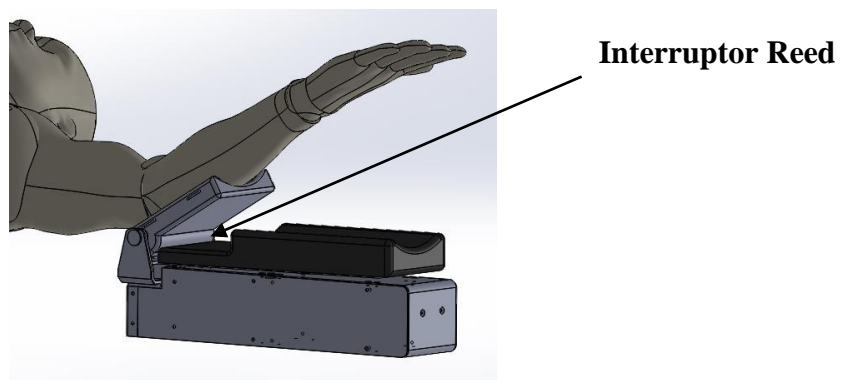


Figura 4.27- Posição do interruptor no braço

4.2.1.4 Botão de LOC

De forma a ficar registado o feedback dos médicos anestesistas, foi construído um “manípulo”, Figura 4.28, que o médico pode utilizar para poder gravar o instante em que percebe o momento de LOC, permitindo assim a comparação com os sinais obtidos.

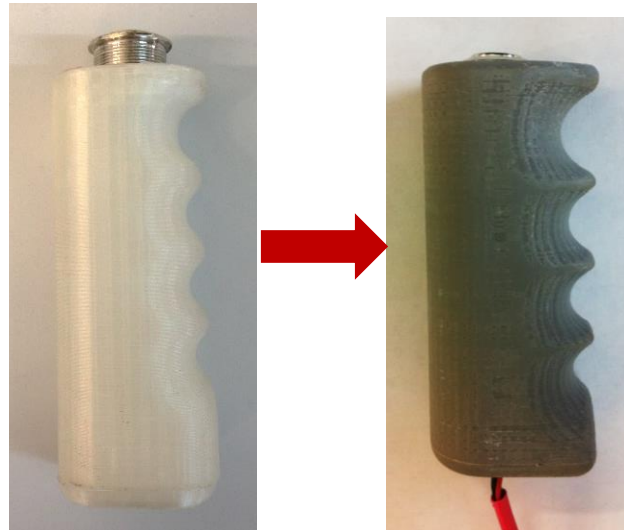


Figura 4.28- Evolução do botão de referência para LOC

4.2.2 Circuitos e PCB

Para o controlo do mecanismo e condicionamento de sinal dos vários sensores foram criados vários circuitos eletrónicos. Os circuitos que permitem a leitura dos fins de curso e o controlo dos solenoides da válvula pneumática (que determina a subida ou a descida do braço), estão representados nas Figura 4.29 e Figura 4.30

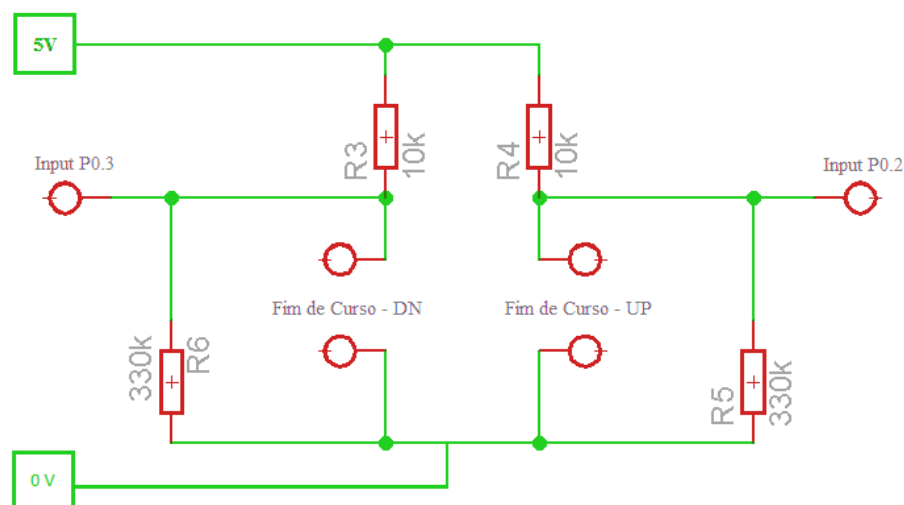


Figura 4.29- Esquema elétrico dos detetores de fim de curso

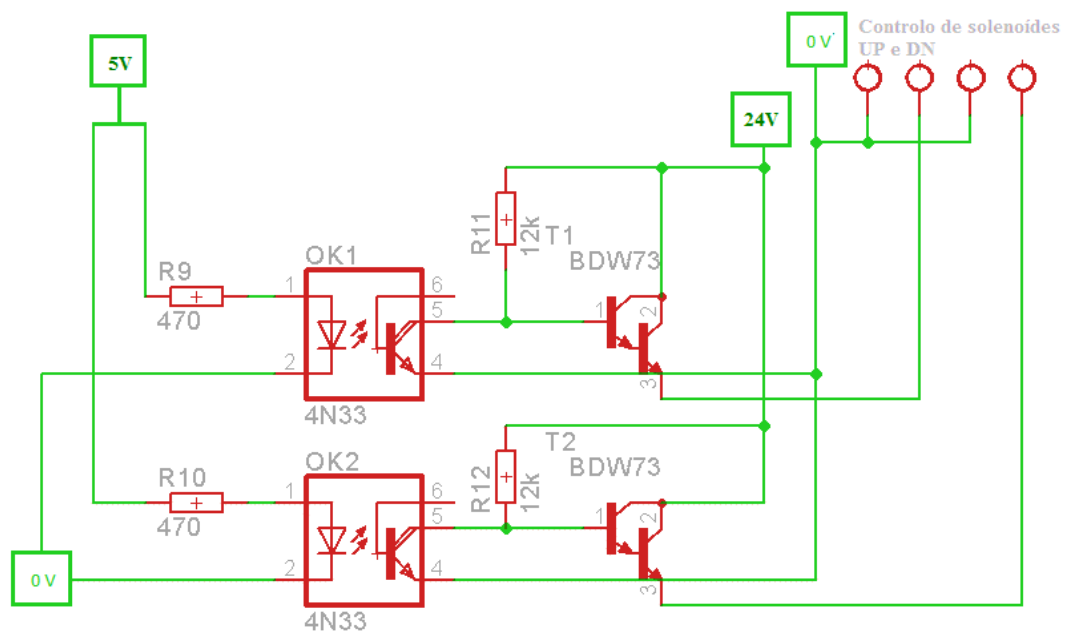


Figura 4.30- Esquema de controlo de solenoides

A Figura 4.31 e Figura 4.32 representam os circuitos utilizados para fazer o condicionamento de sinal do acelerómetro e da célula de carga respetivamente. Para acelerómetro o condicionamento de sinal é feito como o recomendado pela *datasheet*.

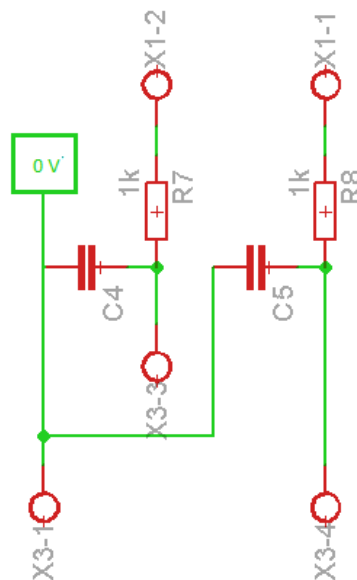


Figura 4.31- Esquema de condicionamento para os acelerómetros

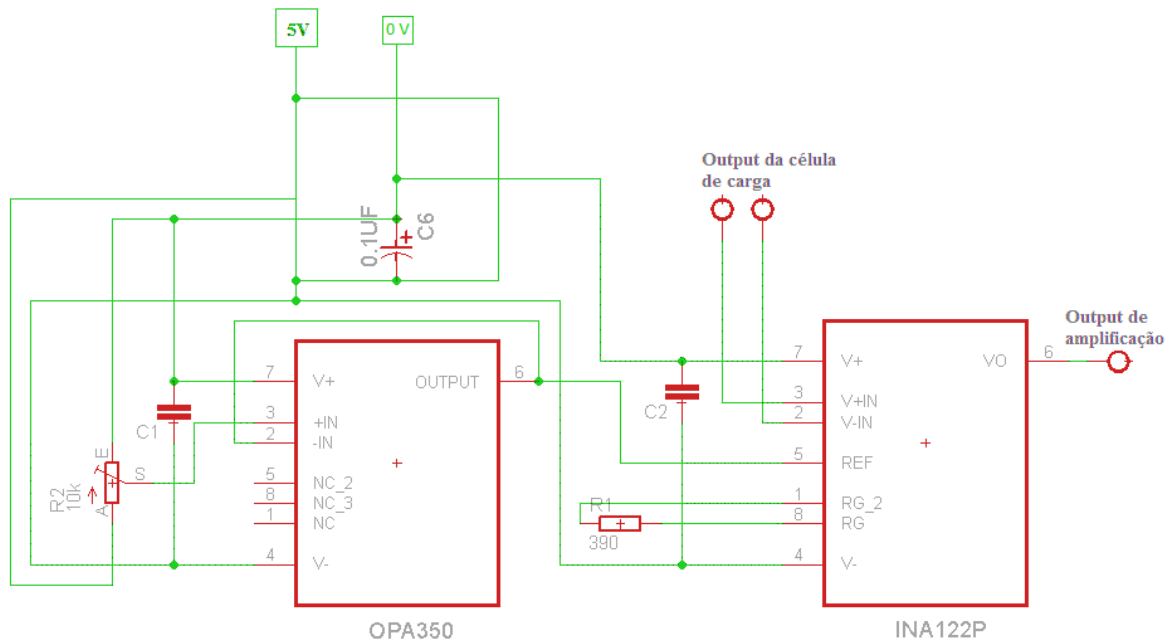


Figura 4.32- Esquema do condicionamento da célula de carga, utilizando um amplificador INA 122P

A Figura 4.33 mostra o desenho da placa de circuito impresso onde todos estes circuitos estão incorporados.

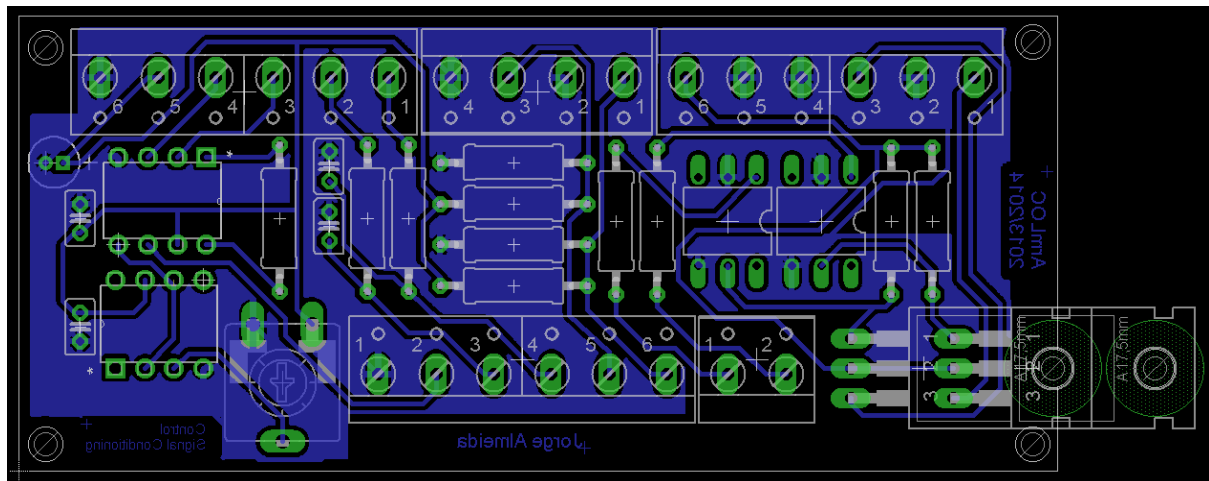


Figura 4.33- PCB em Eagle 7.0

4.3 Componente de programação

O programa de controlo e de aquisição de dados foi feito em LabVIEW 2013, uma plataforma de programação gráfica, criada pela *National Instruments*. Este programa permite criar aplicações, designadas de *Virtual Instrument* (VI) para simular qualquer instrumento ligando-se ao exterior através de módulos e aquisição de dados. Neste caso o hardware utilizado, no controlo e na aquisição, foi o módulo *DAQ*, modelo *USB-6009* de 14 bits.



Figura 4.34- NI DAQ - USB6009

4.3.1 Interface do utilizador

A interface de utilizador foi redesenhada de forma a poder-se controlar as funções do dispositivo da forma mais simples, apenas com os controlos necessários, sendo outras configurações remetidas para o código.

Existem dois modos de operação, Figura 4.35:

- Manual – o utilizador tem controlo sobre o instante em que o braço se move para cima e para baixo, podendo o braço ser parado em qualquer uma das posições extremas. Este modo poderá servir para se fazer uma calibração inicial, verificar as condições físicas iniciais do doente ou apenas habituar o doente ao aparelho.
- Automático – neste modo define-se o número de ciclos que serão executados sem intervenção do operador. Durante este período são recolhidos e processados os sinais dos sensores de modo a determinar o momento de LOC.

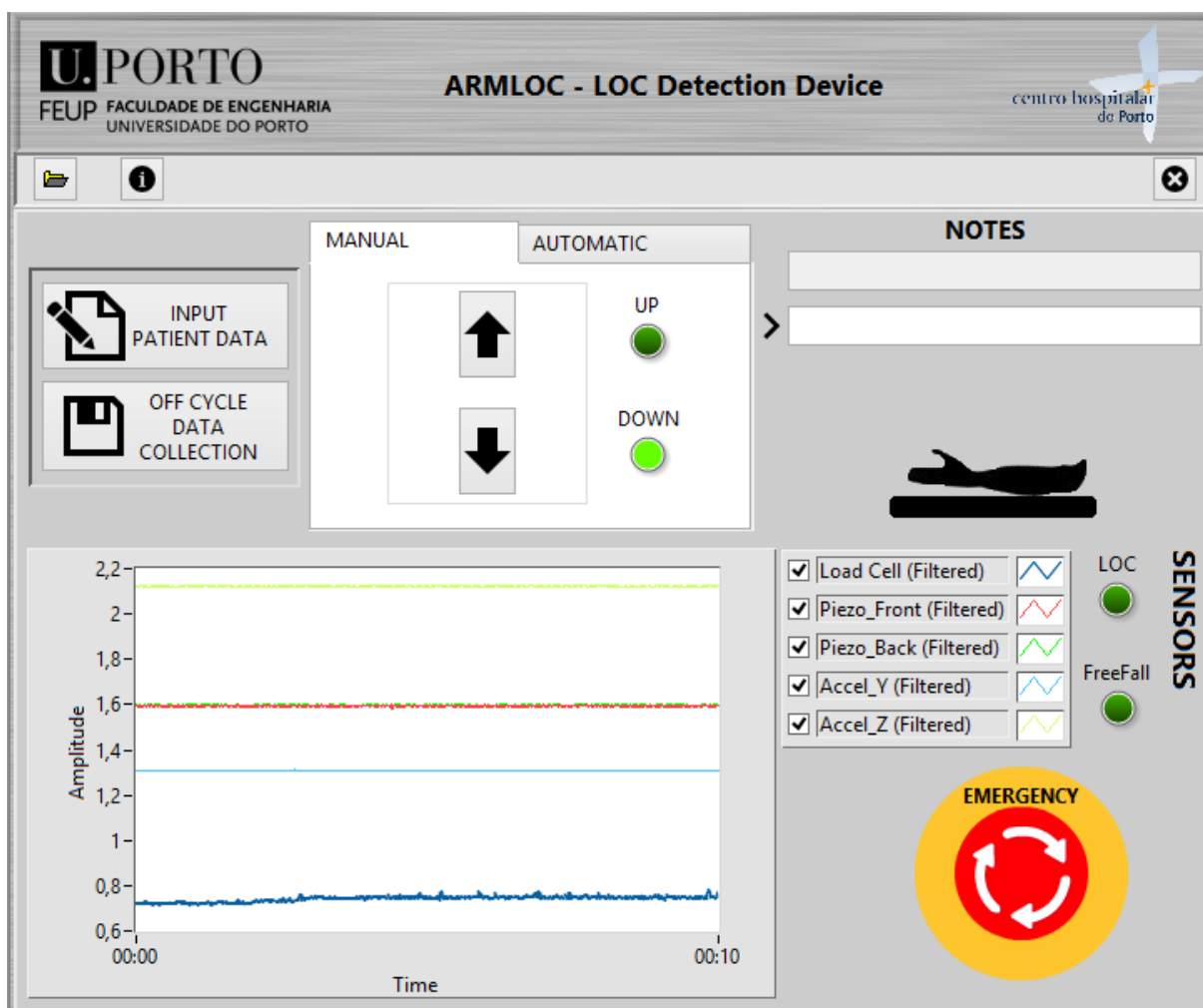


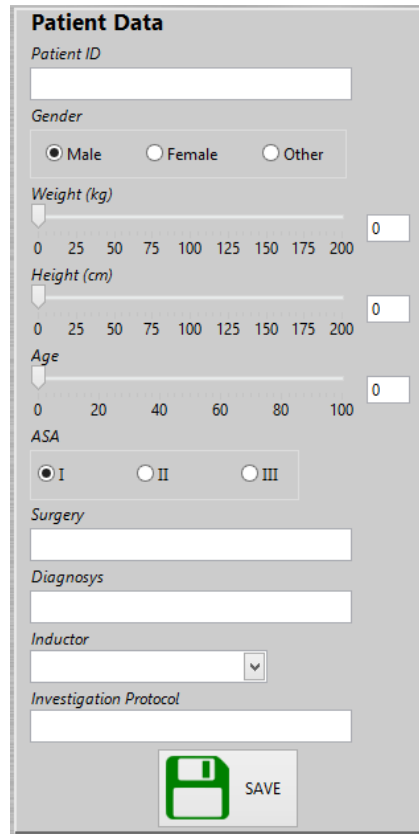


Figura 4.35- Interface de controlo, ArmLOC

Este programa tem duas formas de gravação de dados, a principal, no modo automático ao premir o botão de start, a segunda é no botão  acessível no modo manual. A gravação de dados inclui a possibilidade de adicionar notas no campo NOTES. A última nota é visível na primeira linha do campo NOTES. O gráfico permite aos utilizadores visualizar o sinal dos transdutores, para validação ou manutenção.

Os dados do doente são guardados como parte da informação do ficheiro de dados dos transdutores, portanto a janela de “Patient Data” é a primeira a ser aberta. Uma vez preenchido o formulário é criado o ficheiro de informação. Na Figura 4.36 pode-se ver a janela que se abre quando se prime no botão .



Patient Data

Patient ID

Gender
☒ Male ☐ Female ☐ Other

Weight (kg)
 0
0 25 50 75 100 125 150 175 200

Height (cm)
 0
0 25 50 75 100 125 150 175 200

Age
 0
0 20 40 60 80 100

ASA
☒ I ☐ II ☐ III

Surgery

Diagnosys

Inductor

Investigation Protocol



 SAVE

Figura 4.36- Interface de entrada de dados do doente

Um exemplo do tipo de ficheiro que é criado após o preenchimento de todos os campos pode ser visualizado no Apêndice B.

Embora se tenha tentado fazer a interface o mais simples possível, a sua primeira utilização ainda pode acarretar alguma dificuldade, pelo que foi criada uma janela à parte, que abre quando se carrega em , que serve como menu de instruções como pode ser visto na Figura 4.37.

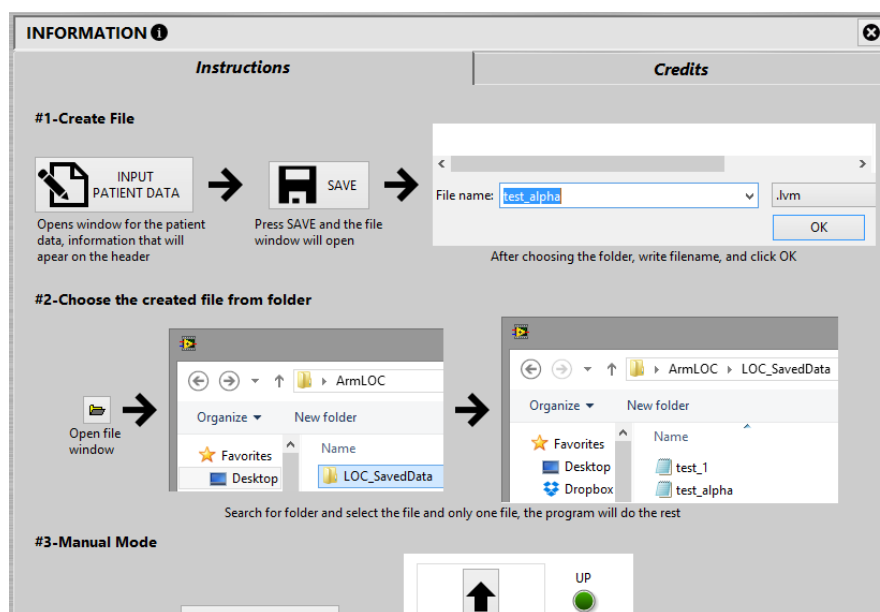


Figura 4.37- Interface de informação – menu de instruções

4.3.2 Programa

O código divide-se da mesma forma que a interface em duas *case structures* (*manual* e *automatic*), Figura 4.38 e Figura 4.39.

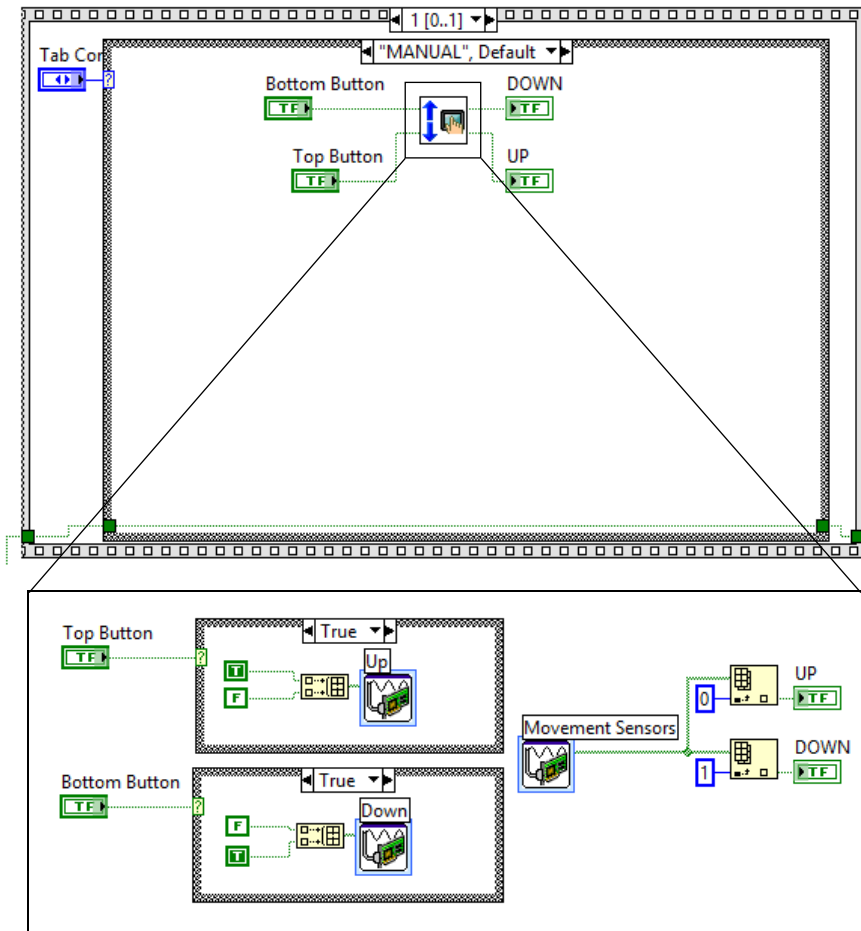


Figura 4.38- Programação do controle manual (VI e sub-VI)

A segunda parte refere ao modo automático, Figura 4.39, para tal foi utilizado um *for loop*, no exterior do *sub-VI* de controle que permite definir o número de ciclos a serem feitos, os que foram completados e permitir a paragem do mecanismo. No interior, tem-se uma sequência onde primeiro se confere a posição do braço oscilante, caso esteja na posição errada retorna primeiro à posição correta, mostrando uma mensagem informativa, para que depois se possa começar a realizar o ensaio.

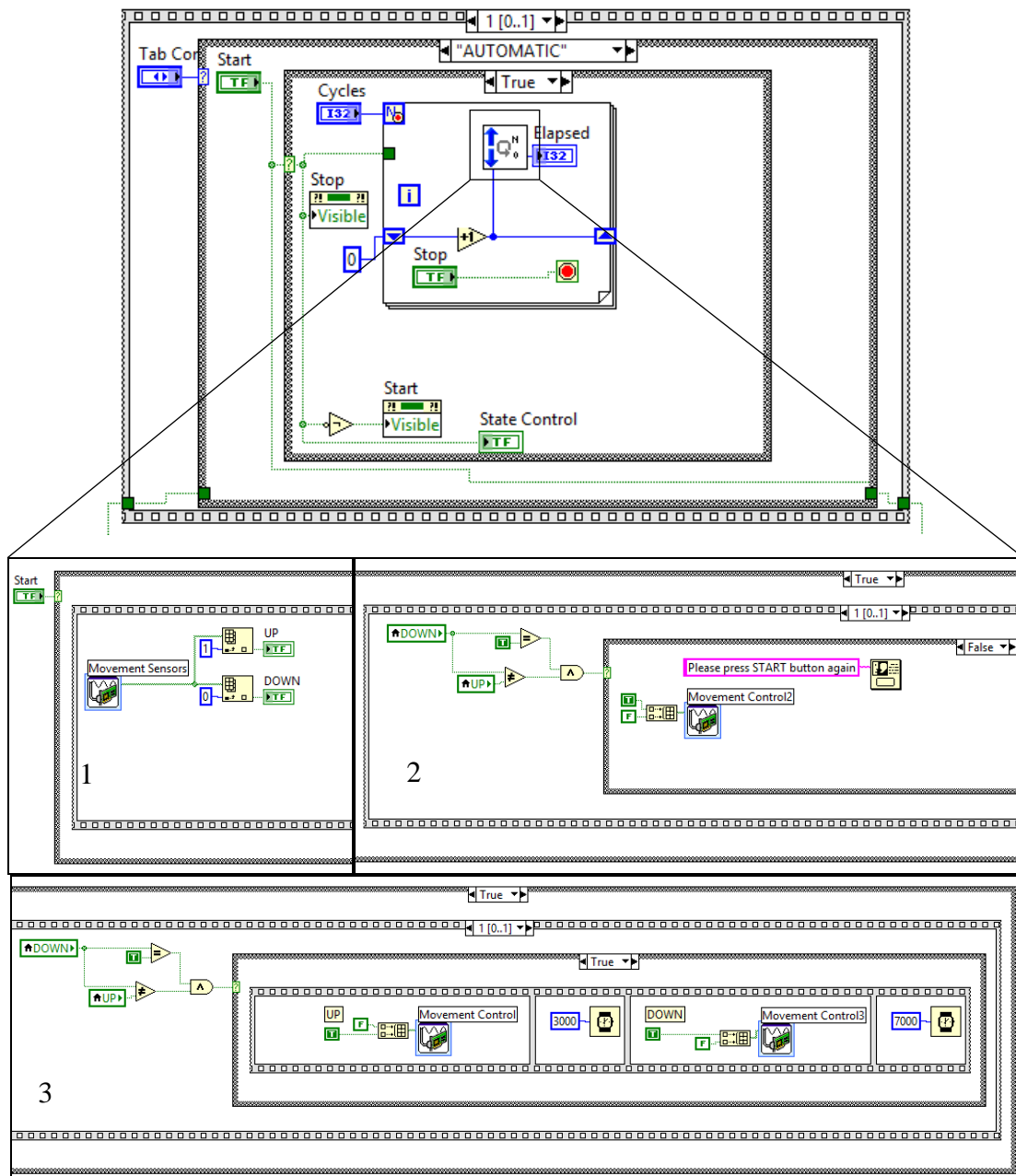


Figura 4.39- Programação do controle automático (VI e sub-VI)

Para manter a interface simples, só um botão é que aparece de cada vez (START ou STOP), isto acontece pois ambos os *VI*'s de controle estão inseridos numa sequência que permite a comutação dos controles, existindo também um indicador luminoso que mostra o estado do programa (a correr ou parado).

A aquisição dos sinais é feita através das entradas analógicas e digitais do módulo de aquisição, os sinais são representados respetivamente por um gráfico e por indicadores luminosos, com todos os sinais analógicos filtrados, Figura 4.40. A gravação de notas é feita recorrendo aos *sub-Vi's Express* de “Write to Measurement File”, no entanto o cabeçalho do ficheiro é criado á parte num outro *sub-VI*, Figura 4.41.

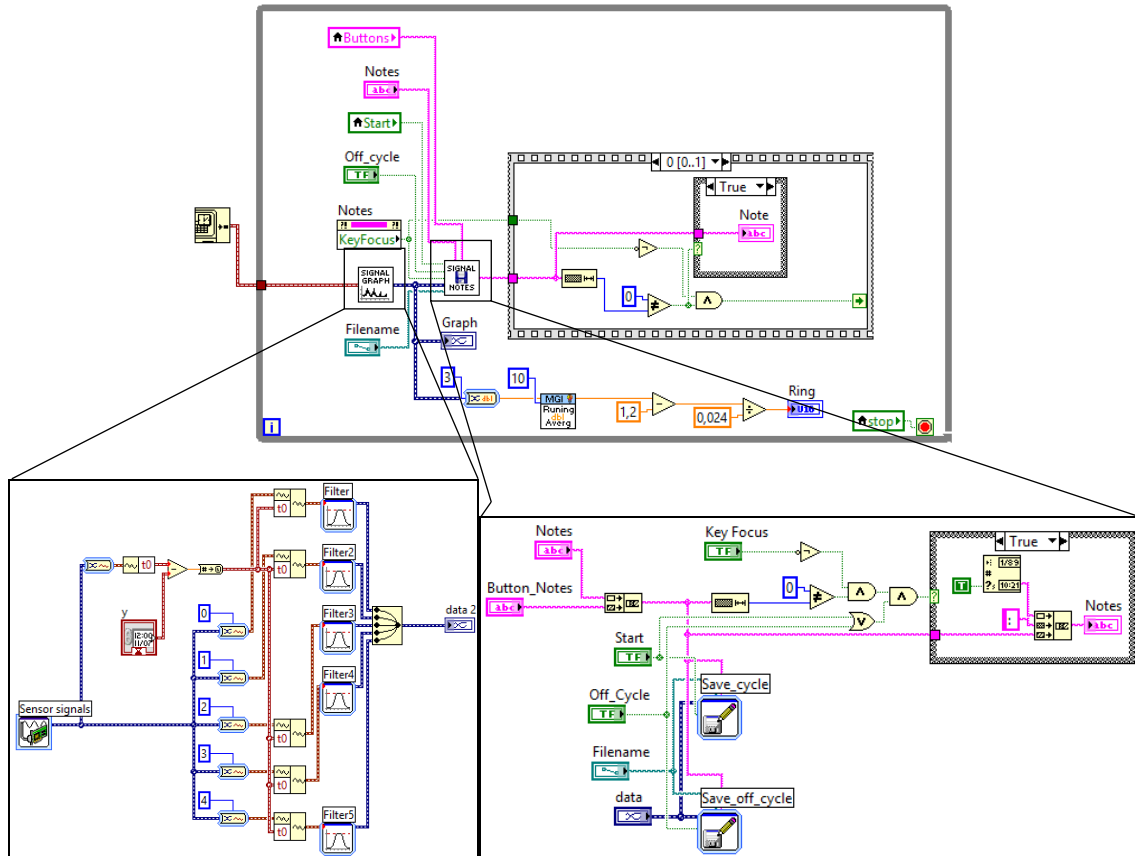


Figura 4.40- Programação da aquisição de sinal e gravação de notas

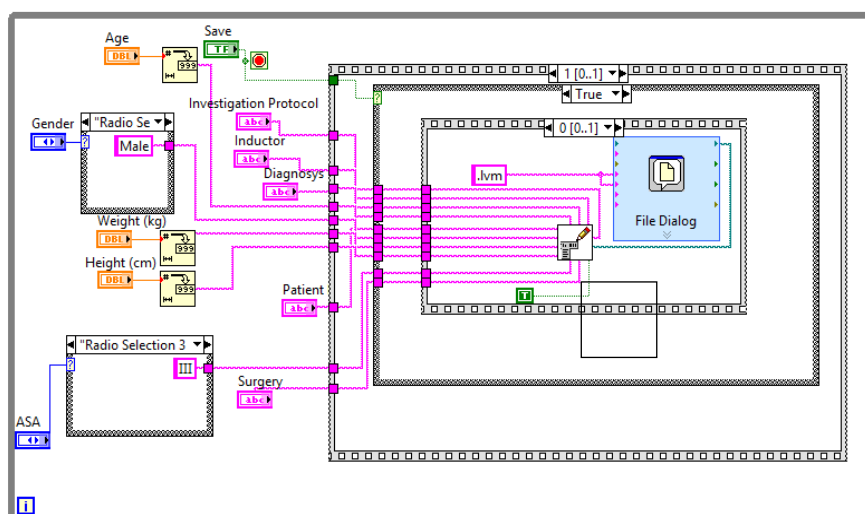


Figura 4.41- Programação da criação do ficheiro com os dados do paciente (VI) o sub-VI assinalado denomina-se por cabeçalho e o ficheiro de dados como uma spreadsheet onde são posteriormente guardados partes dos dados adquiridos

4.4 Dispositivo final

A Figura 4.42 apresenta o equipamento final com a montagem de todos os componentes, tal como irá ser utilizado no bloco operatório.

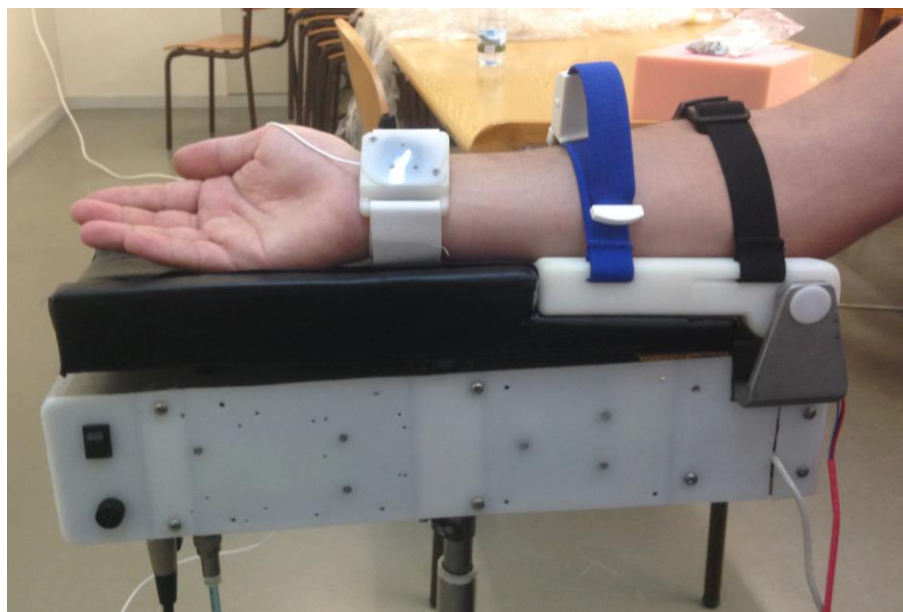
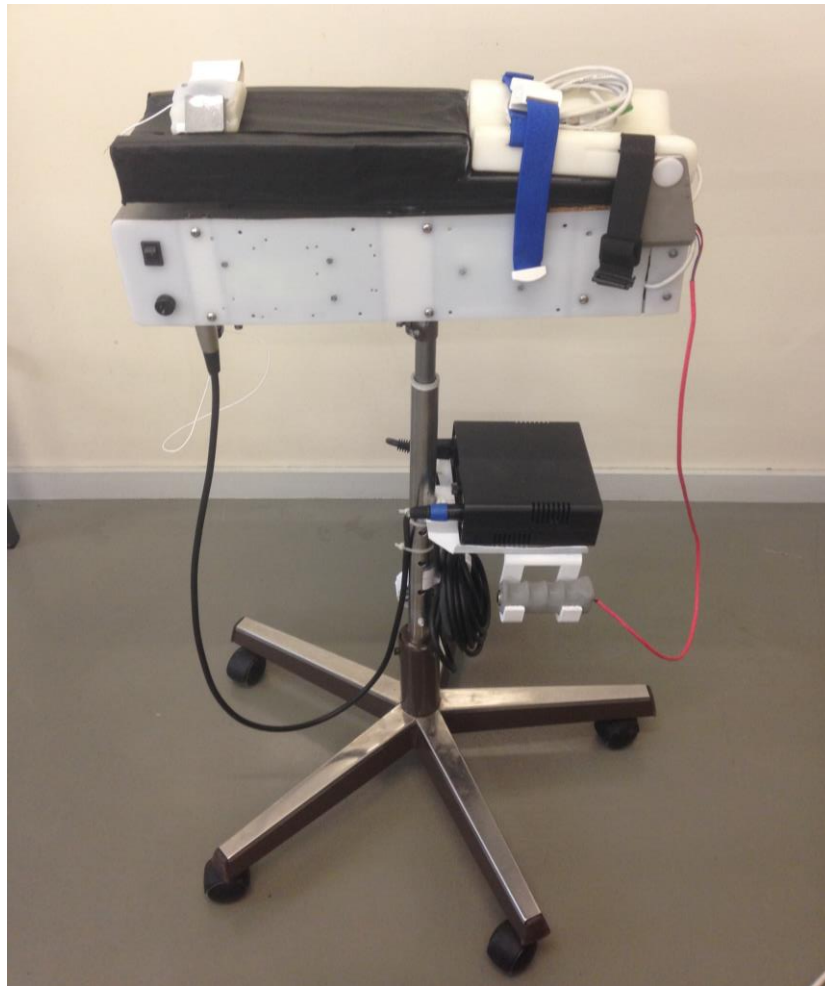


Figura 4.42- Vista lateral do dispositivo com suporte e com braço

5 Discussão dos resultados

5.1 Validação mecânica

Foi realizada uma validação mecânica na qual se estudou a aproximação da velocidade angular real do braço oscilante à calculada anteriormente, esta verificação foi feita através da leitura temporal de um vídeo com o dispositivo em funcionamento.

Esta leitura procedeu-se através da criação de uma referência angular, compreendida entre os 0 aos 60°, e a leitura do tempo referente a cada posição do braço, tal como se pode ver na Figura 5.1.

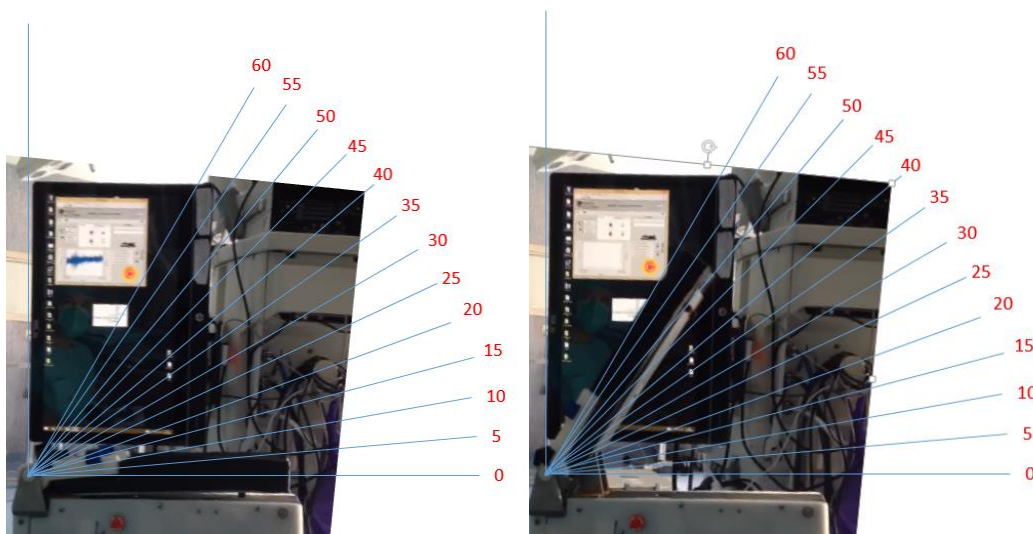


Figura 5.1- Escala de medição da velocidade angular do dispositivo

Posteriormente procedeu-se ao cálculo da velocidade, esta foi calculada para deslocamentos incrementais de 5° sendo depois foi convertida para rad/s. Para comparação foi criado um gráfico, Figura 5.2, semelhante ao da velocidade angular calculada, Figura 4.3, este foi criado por transposição dos dados recolhidos para incrementos de 1° e calibrados com a leitura do vídeo.

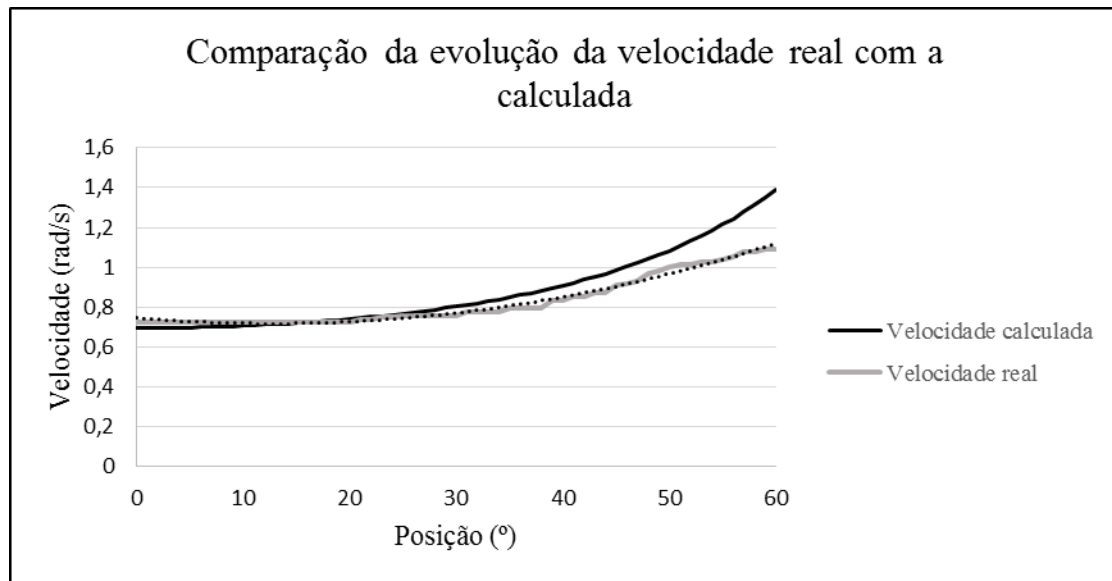


Figura 5.2- Gráfico da velocidade angular real do dispositivo

Verifica-se que a evolução da velocidade é aproximada à da velocidade calculada.

5.2 Validação laboratorial

Foi feita uma validação das alterações ao equipamento em ambiente laboratorial. No caso dos transdutores piezoelétricos, como estes reagem às forças aplicadas, foi possível medir a resposta temporal do braço aquando do impacto (tempo 13,25 s neste exemplo, Figura 5.3) e descobriu-se que este comportava-se como um sistema sub-amortecido, tendo uma atenuação da resposta, isto encontra-se bem evidenciado no sinal do Piezo1. Também indicia que o uso dos cilindros para isolar os piezoelétricos das vibrações internas da almofada foi uma mais-valia, visto que os sinais não interferem entre si.

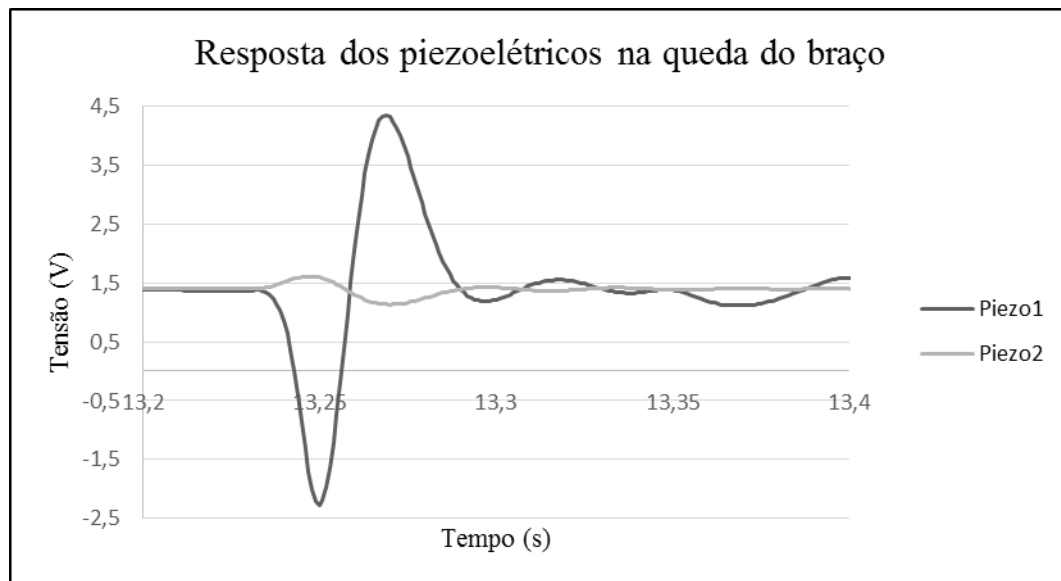


Figura 5.3- Gráfico da resposta na queda de um braço para um sujeito de teste consciente e saudável

Os acelerómetros, tal como dito anteriormente, medem a aceleração em relação à gravidade, portanto é possível ver a variação do ângulo do braço em relação à horizontal, de 60° (tempo 12,7-12,9 s), até ao ponto inferior (tempo 13-13,2 s) e no momento do contacto (tempo 13.2 s), Figura 5.4. Estes resultados são semelhantes ao que se observou com os transdutores piezoelétricos, no entanto estima-se que o braço sem tónus vai sofrer uma aceleração maior.

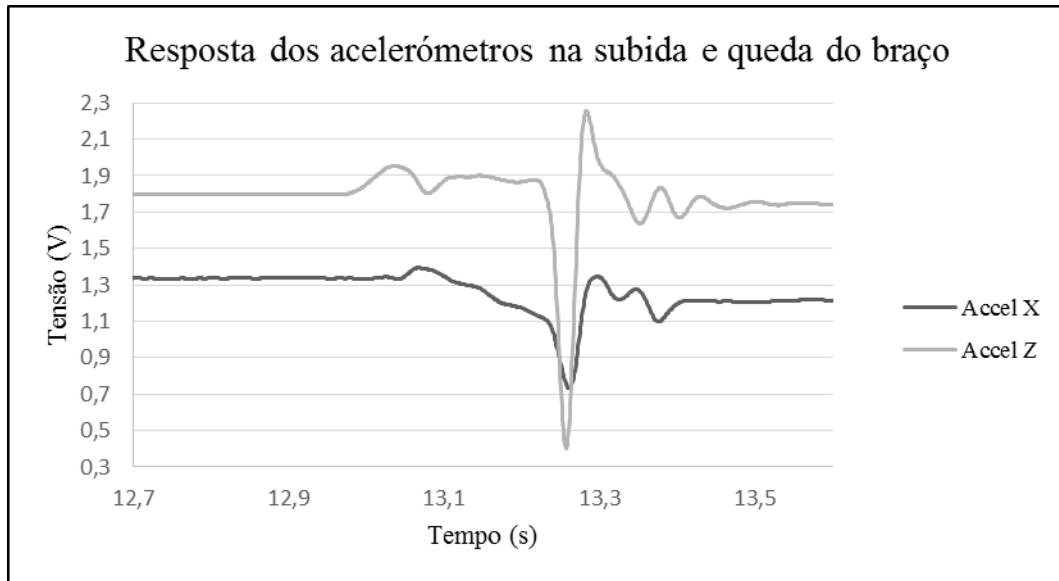


Figura 5.4- Gráfico da resposta dos acelerômetros na subida e queda do braço para um sujeito de teste consciente e saudável

A célula de carga, Figura 5.5, é um transdutor de medição de força, e tal como os dois transdutores anteriores apresenta uma resposta do tipo sub-amortecido, no entanto, como apresenta valores maioritariamente positivos e uma fase de valores contantes poucos antes da queda do braço poderá ser mais simples o uso de técnicas de leitura de sinal e feedback do sistema.

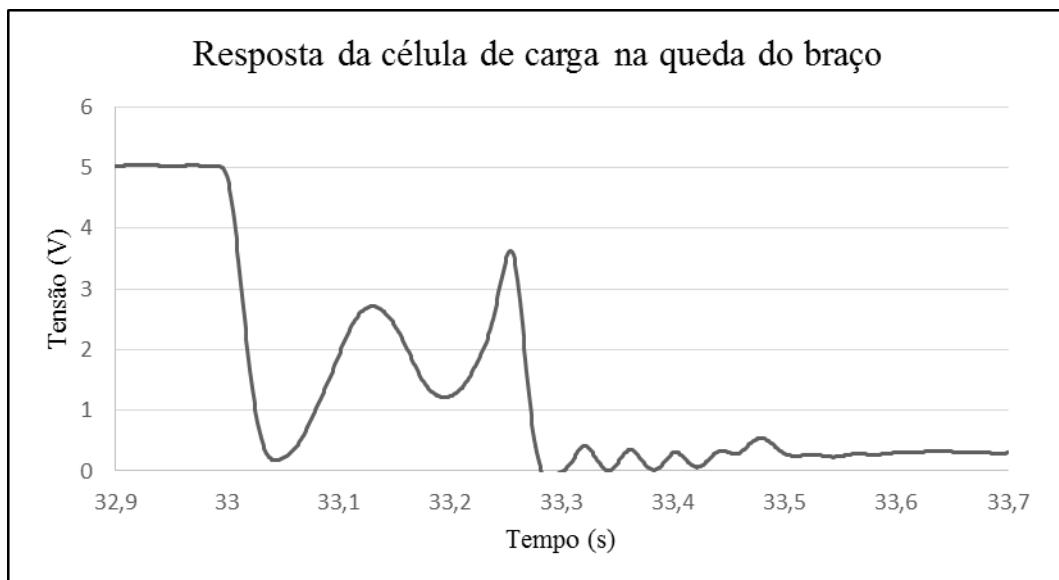


Figura 5.5- Gráfico da resposta da célula de carga na queda do braço para um sujeito consciente e saudável

6 Considerações finais

Este projeto teve como principal objetivo o desenvolvimento de um dispositivo de detecção do momento da perda de consciência em anestesia geral.

O processo de desenvolvimento deste trabalho consistiu em várias fases, começando pela aprendizagem dos programas necessários (*LabVIEW*, *SolidWorks Simulation*, e *Eagle*), à construção dos circuitos a serem utilizados, passando pela pesquisa bibliográfica e pela realização de simulações e testes em campo (bloco operatório do HSA), finalizando na análise dos resultados obtidos.

Este projeto foi também uma oportunidade interessante para aprender a utilizar o *LabVIEW*, tendo este sido necessário na criação da nova interface de controlo e aquisição de dados. A escolha do *LabVIEW* foi feita tendo em conta que é o software já utilizado no bloco para outras aplicações.

Também se procedeu à modificação dos circuitos eletrónicos implementados, alterando sensores, condicionamento de sinal e isolando-se o circuito de controlo do circuito de potência.

Todas as modelações e simulações foram feitas em *SolidWorks* o que permitiu não só obter resultados estruturais favoráveis e validações dos cálculos efetuados, como também aumentar o conhecimento do programa.

Os sinais adquiridos pelos vários sensores estão conforme o que era esperado indicando que o impacto do braço tem uma resposta que se atenua ao longo do tempo semelhante a um sistema do tipo sub-amortecido.

O sistema desenvolvido está pronto para ser utilizado no bloco operatório, esperando-se que até à entrega do documento final da dissertação seja possível realizar os testes de validação final.

Este trabalho foi uma experiência interessante numa área nova como a medicina em que nunca pensei envolver-me, no entanto despertou-me o interesse em particular na monitorização cirúrgica. Pretendo continuar a trabalhar nesta área para aumentar a minha experiência e conhecimento, desenvolvendo novas formas de monitorização dos pacientes.

Do ponto de vista de engenharia este trabalho permitiu-me integrar os conhecimentos adquiridos ao longo do curso. Adquiri novas competências técnicas na área de eletrotecnia, como a possibilidade de desenho e montagem de placas de circuitos impressos, bem como interagir com pessoas com formações muito diferentes da minha, ganhando uma nova capacidade de comunicação e expressão, bem como, novas amizades.

6.1 Trabalhos Futuros

Para além da montagem deste protótipo e dos testes que foram feitos no HSA, gostaria de ver concluído o protocolo que se celebrou com o HSA, de forma a poder obter os dados de vários doentes e avaliar eventuais correlações.

Bem como a adição de um novo sensor aos que foram utilizados, o de EMG. Pois seria interessante medir se existe uma variação significativa da bioimpedância muscular nos instantes pré e pós LOC.

A montagem de um outro dispositivo nos materiais estudados também seria um trabalho que gostaria de ver concluído, sendo que no Apêndice C podem-se estudar os desenhos técnicos com as modificações efetuadas.

Posteriormente também se verificou que a escolha de um potenciômetro na regulação de *offset* da célula de carga num dispositivo com a vibração presenciada neste trabalho revelou-se pouco eficaz, devido a alterar o valor do *offset*, portanto deve ser escolhida uma solução mais adequada. Neste caso, existem duas hipóteses, ou escolher uma forma mais estável e robusta da variação da resistência, ou ter um *offset* constante (ex. uma resistência de precisão) e fazer o resto do *offset* a nível programático.

Referências

1. Zanner, R., et al., *Time delay of electroencephalogram index calculation: analysis of cerebral state, bispectral, and Narcotrend indices using perioperatively recorded electroencephalographic signals*. British Journal of Anaesthesia, 2009. **103**(3): p. 394-399.
2. American Society of Anesthesiologists - *Anesthesia Fast Facts*. 2014 [cited 2014; Available from: <https://www.asahq.org/For-the-Public-and-Media/Press-Room/Anesthesia-Fast-Facts.aspx>.
3. *História da Anestesia*. [cited 2015; Available from: <http://www.infoescola.com/medicina/historia-da-anestesia/>.
4. Al-Kadi, M.I., M.B.I. Reaz, and M.A.M. Ali, *Evolution of electroencephalogram signal analysis techniques during anesthesia*. Sensors, 2013. **13**(5): p. 6605-6635.
5. Rower, N.T., Holger, *Atlas de Anestesiologia*. 2003, Spain: Masson.
6. *Encyclopedia of Surgery - Anesthesia, general*. 2014 [cited 2014; Available from: <http://www.surgeryencyclopedia.com/A-Ce/Anesthesia-General.html>.
7. System, A.M., *BIS Handbook*.
8. 2.9.1. *Ansiolíticos, sedativos e hipnóticos*. [cited 2015 08/05/2015]; Available from: <http://www.infarmed.pt/prontuario/framenavegaarvore.php?id=49>.
9. Doufas, M.D.P.D. Anthony G., *An Overview of TCI and TIVA*. The Journal of the American Society of Anesthesiologists, 2006. **104**(4): p. 895-895.
10. Rampil, I.J., *A Primer for EEG Signal Processing in Anesthesia*. Anesthesiology, 1998. **89**(4): p. 980-1002.
11. Schmidt, G.N., J. Muller, et al., *Measurement of the depth of anaesthesia*. Anaesthesist, 2008. **57**(1): p. 9-30, 32-6.
12. Monk, T.G., et al., *Anesthetic Management and One-Year Mortality After Noncardiac Surgery*. Anesthesia & Analgesia, 2005. **100**(1): p. 4-10 10.1213/01.ANE.0000147519.82841.5E.
13. Lindholm, M.-L., et al., *Mortality within 2 years after surgery in relation to low intraoperative bispectral index values and preexisting malignant disease*. Anesthesia & Analgesia, 2009. **108**(2): p. 508-512.
14. Kelley, S., *Monitoring Level of Consciousness during Anesthesia and Sedation. A Clinician's Guide to the Bispectral Index*. Newton: Aspect Medical Systems. 2003, Inc.
15. *BIS - bispectral index*. 2014 [cited 2014; Available from: http://bme240.eng.uci.edu/students/09s/arnesanc/bispectral_analysis.html.

16. Prabhat Kumar Sinha, T.K., *Monitoring Devices for Measuring the Depth of Anaesthesia - An Overview*. Indian Journal of Anaesthesia, 2007. **51**(5): p. 17.
17. Russell, I., *The Narcotrend 'depth of anaesthesia' monitor cannot reliably detect consciousness during general anaesthesia: an investigation using the isolated forearm technique*. British journal of anaesthesia, 2006. **96**(3): p. 346-352.
18. Schneider, G., et al., *Narcotrend® does not adequately detect the transition between awareness and unconsciousness in surgical patients*. Anesthesiology, 2004. **101**(5): p. 1105-1111.
19. Anderson, R., U. Sartipy, and J. Jakobsson, *Use of conventional ECG electrodes for depth of anaesthesia monitoring using the cerebral state index: a clinical study in day surgery*. British journal of anaesthesia, 2007. **98**(5): p. 645-648.
20. Drover, D.R., et al., *Patient State Index: titration of delivery and recovery from propofol, alfentanil, and nitrous oxide anesthesia*. Anesthesiology, 2002. **97**(1): p. 82-89.
21. Masimo. 2015; Available from: <http://www.masimo.com/sedline/>.
22. Maynard, D.E., *Development of the CFM: the Cerebral Function Analysing Monitor (CFAM)*. Ann Anesthesiol Fr, 1979. **20**(3): p. 253-5.
23. Mantzaridis, H. and G. Kenny, *Auditory evoked potential index: a quantitative measure of changes in auditory evoked potentials during general anaesthesia*. Anaesthesia, 1997. **52**(11): p. 1030-1036.
24. Bonhomme, V. and P. Hans, *Monitoring depth of anaesthesia: is it worth the effort?* European Journal of Anaesthesiology, 2004. **21**(06): p. 423-428.
25. Sand, T., et al., *Evoked potential tests in clinical diagnosis*. Tidsskrift for den Norske laegeforening: tidsskrift for praktisk medicin, ny raekke, 2013. **133**(9): p. 960-965.
26. HRSRH, *TRAIN OF FOUR MONITORING - Self Learning Program* Critical Care Program 2006: p. 13.
27. Bojanic, S., T. Simpson, and C. Bolger, *Ocular microtremor: a tool for measuring depth of anaesthesia?* British journal of anaesthesia, 2001. **86**(4): p. 519-522.
28. Gugino, L., et al., *Quantitative EEG changes associated with loss and return of consciousness in healthy adult volunteers anaesthetized with propofol or sevoflurane*. British Journal of Anaesthesia, 2001. **87**(3): p. 421-428.
29. Kevin, L., A. Cunningham, and C. Bolger, *Comparison of ocular microtremor and bispectral index during sevoflurane anaesthesia†*. British journal of anaesthesia, 2002. **89**(4): p. 551-555.
30. Latson, T.W., et al., *Effects of three anesthetic induction techniques on heart rate variability*. Journal of clinical anesthesia, 1992. **4**(4): p. 265-276.
31. Huang, H., et al., *Time-frequency spectral analysis of heart rate variability during induction of general anaesthesia*. British journal of anaesthesia, 1997. **79**(6): p. 754-758.
32. Pichot, V., et al., *Wavelet transform of heart rate variability to assess autonomic nervous system activity does not predict arousal from general anesthesia*. Canadian Journal of Anesthesia, 2001. **48**(9): p. 859-863.
33. Hélder, *Relatório Técnico - Braço móvel* 2009, FEUP: IDMEC.
34. Teixeira, C., *Trabalho suporte mecânico*. FEUP.

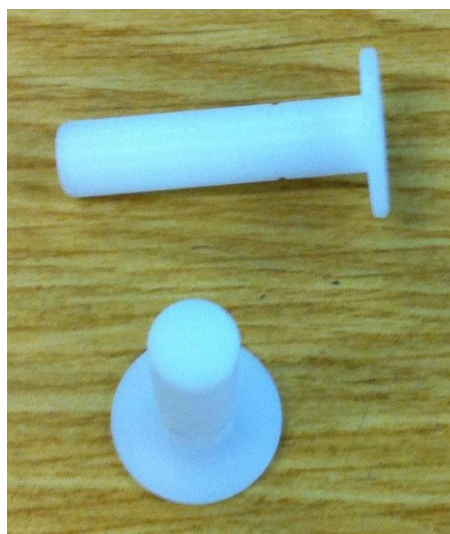
35. *Peso médio de um braço.* [cited 2015; Available from: [http://www.answers.com/Q/How much does a human arm weigh](http://www.answers.com/Q/How_much_does_a_human_arm_weigh)].
36. *INA122 - Single Supply, MicroPower INSTRUMENTATION AMPLIFIER.*

APÊNDICE A: Fotos dos componentes fabricados

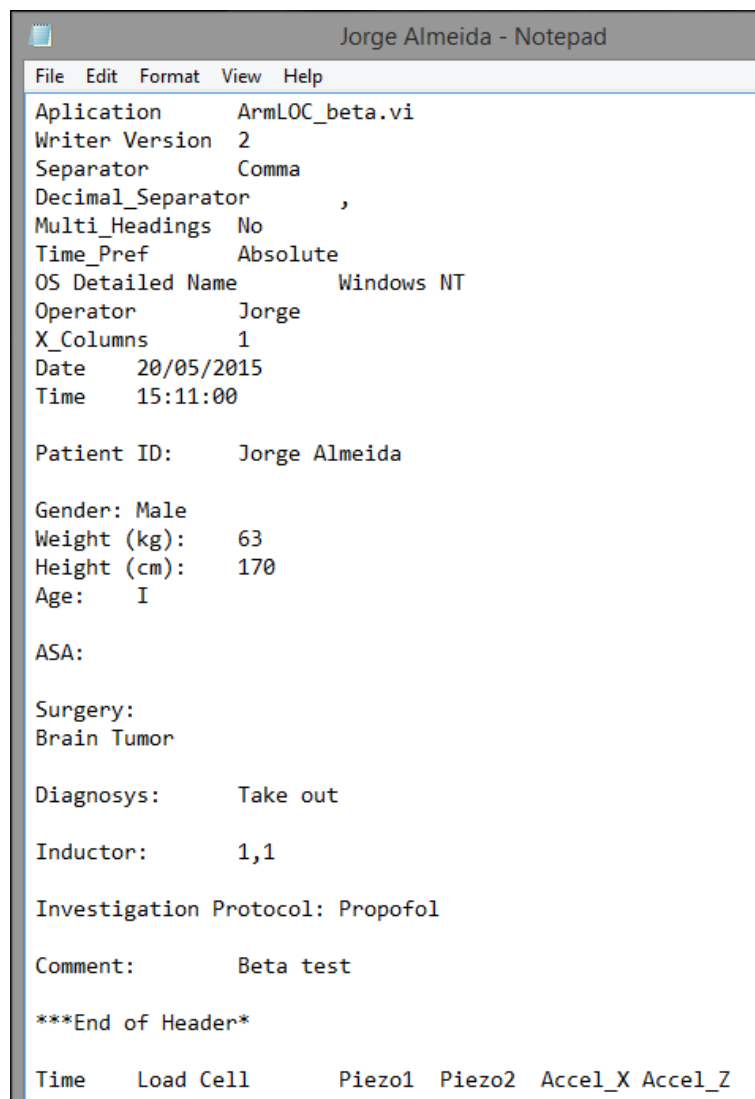
- Apoio do braço:



- Veio para rotação do braço:



APÊNDICE B: Exemplo do ficheiro criado pelo programa



```
File Edit Format View Help
Application      ArmLOC_beta.vi
Writer Version   2
Separator        Comma
Decimal_Separator      ,
Multi_Headings    No
Time_Pref         Absolute
OS Detailed Name   Windows NT
Operator          Jorge
X_Columns         1
Date              20/05/2015
Time              15:11:00

Patient ID:      Jorge Almeida

Gender: Male
Weight (kg):     63
Height (cm):     170
Age:             I

ASA:

Surgery:
Brain Tumor

Diagnosys:      Take out

Inductor:        1,1

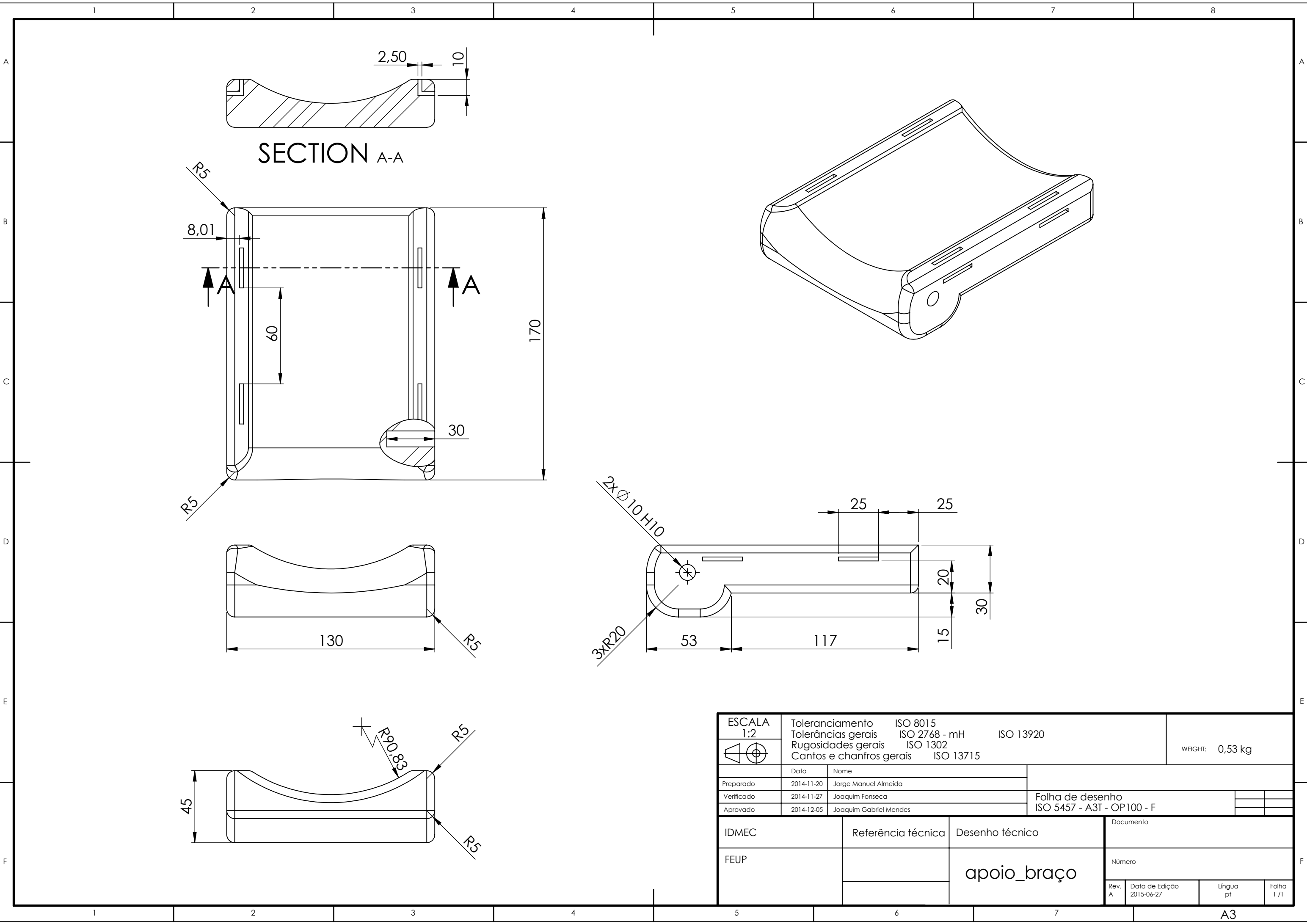
Investigation Protocol: Propofol

Comment:         Beta test

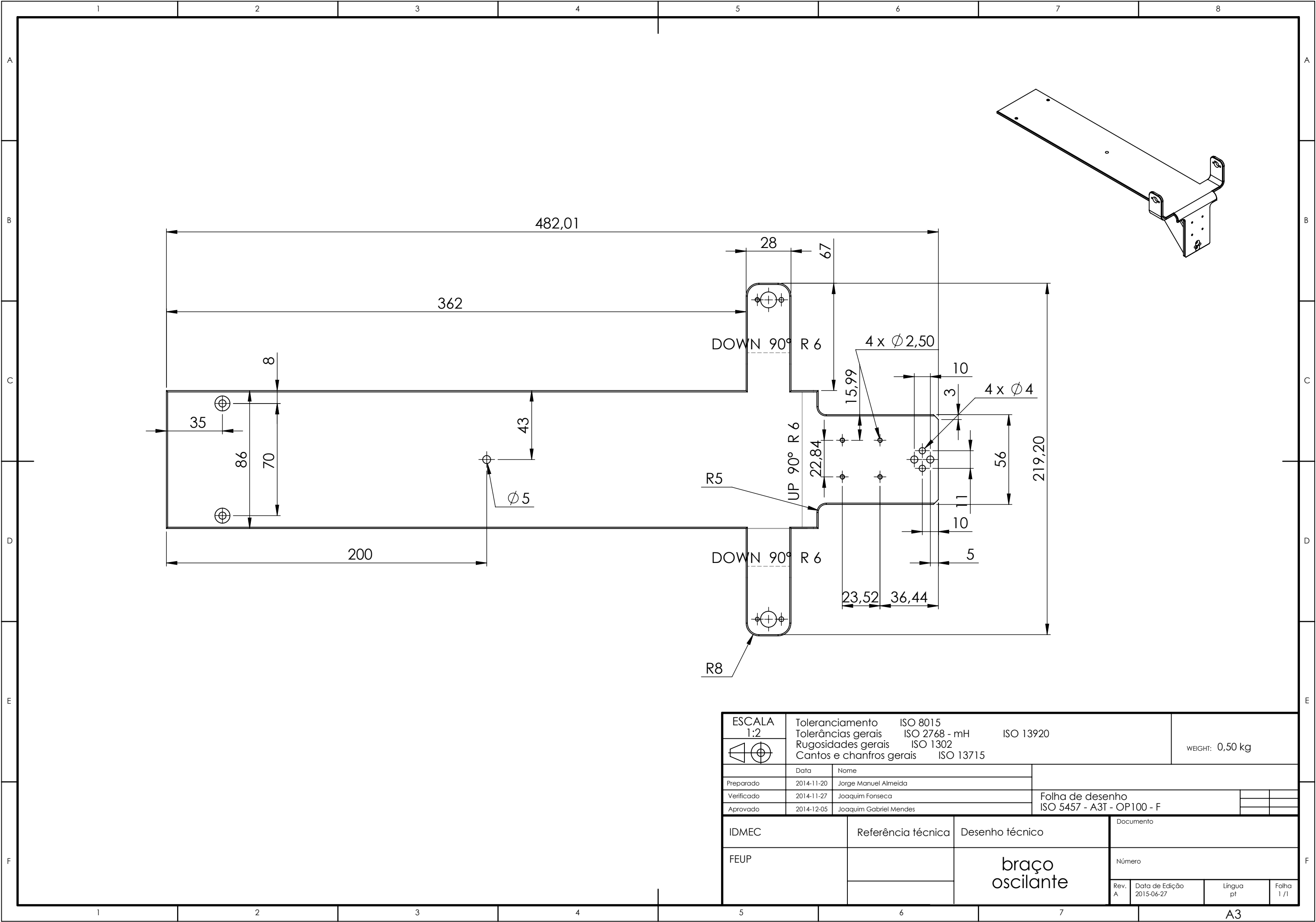
***End of Header*

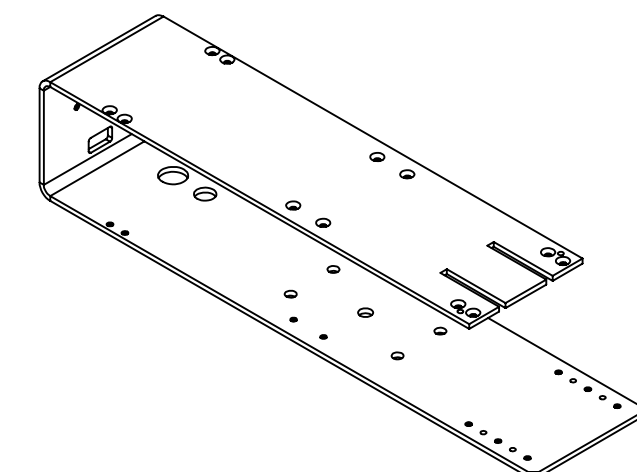
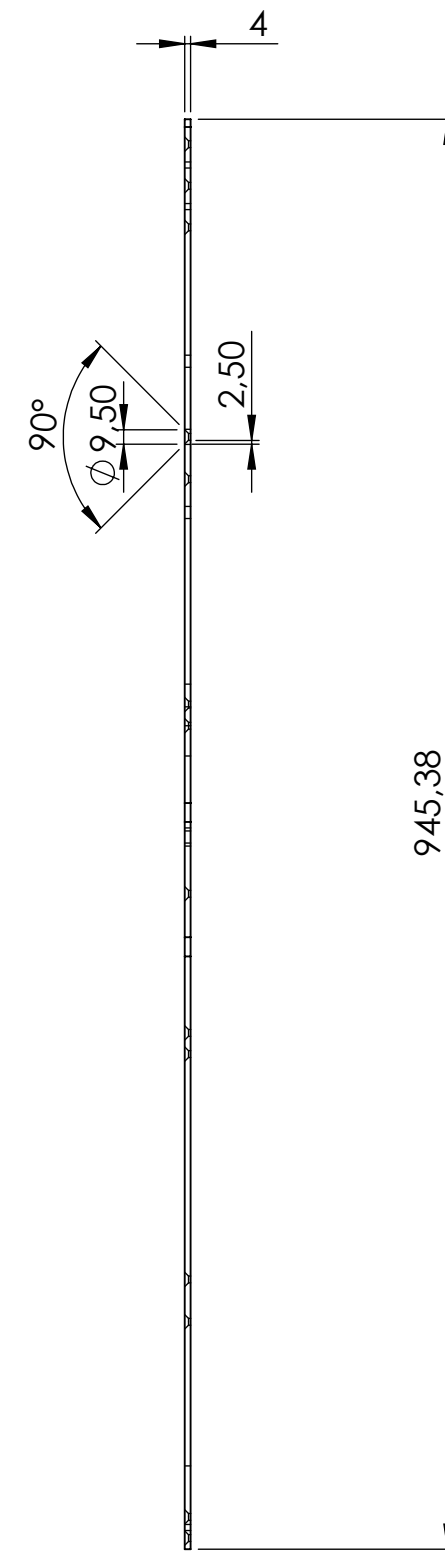
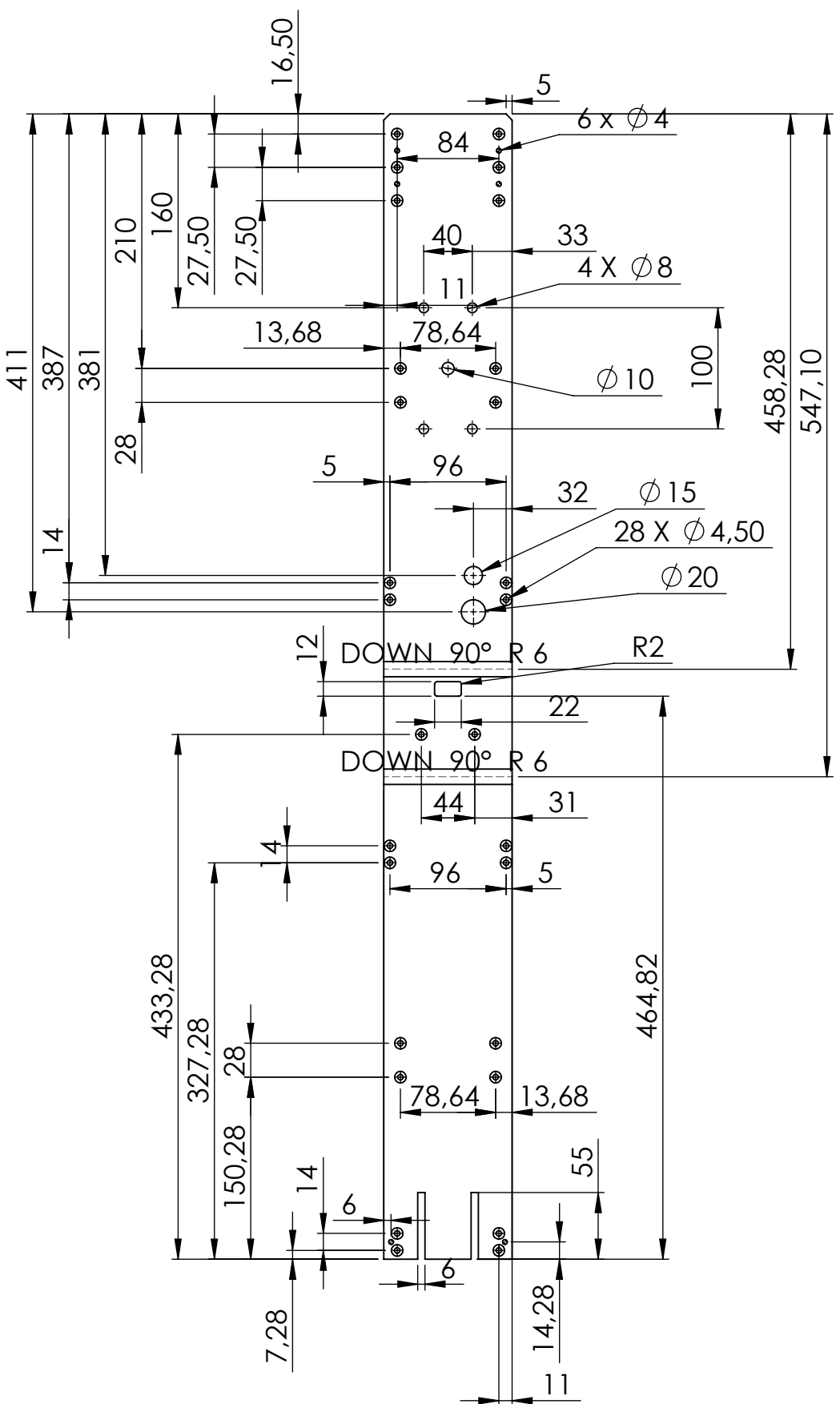
Time    Load Cell    Piezo1  Piezo2  Accel_X Accel_Z
```

APÊNDICE C: Desenhos técnicos

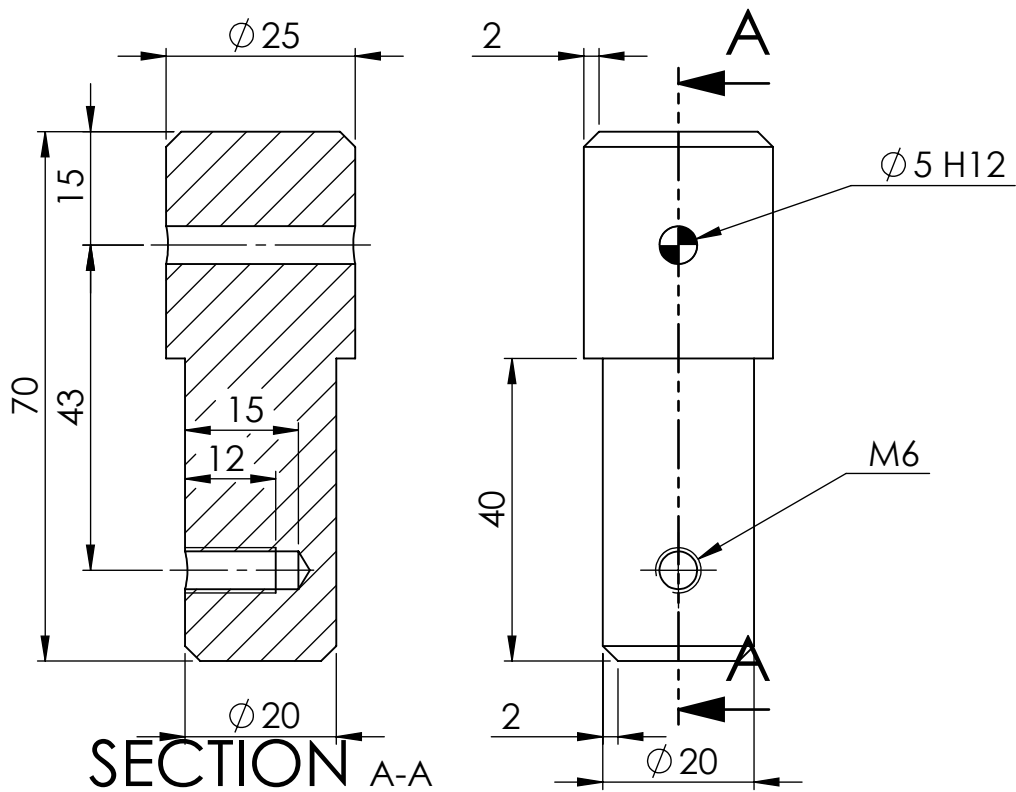


ESCALA 1:2		Toleranciamento ISO 8015 Tolerâncias gerais ISO 2768 - mH ISO 13920 Rugosidades gerais ISO 1302 Cantos e chanfros gerais ISO 13715				WEIGHT: 0,53 kg	
		Data		Nome			
Preparado		2014-11-20		Jorge Manuel Almeida			
Verificado		2014-11-27		Joaquim Fonseca			
Aprovado		2014-12-05		Joaquim Gabriel Mendes			
		Folha de desenho ISO 5457 - A3T - OP100 - F					

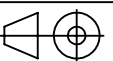




ESCALA 1:5		Toleranciamento ISO 8015 Tolerâncias gerais ISO 2768 - mH ISO 13920 Rugosidades gerais ISO 1302 Cantos e chanfros gerais ISO 13715				WEIGHT: 1,037 kg			
		Data		Nome		Folha de desenho ISO 5457 - A3T - OP100 - F			
Preparado		2014-11-20		Jorge Manuel Almeida					
Verificado		2014-11-27		Joaquim Fonseca					
Aprovado		2014-12-05		Joaquim Gabriel Mendes					
IDMEC		Referência técnica		Desenho técnico		Documento			
FEUP				caixa para cilindro		Número			
						Rev. A	Data de Edição 2015-06-27	Língua pt	Folha 1 / 1



ESCALA
1:1



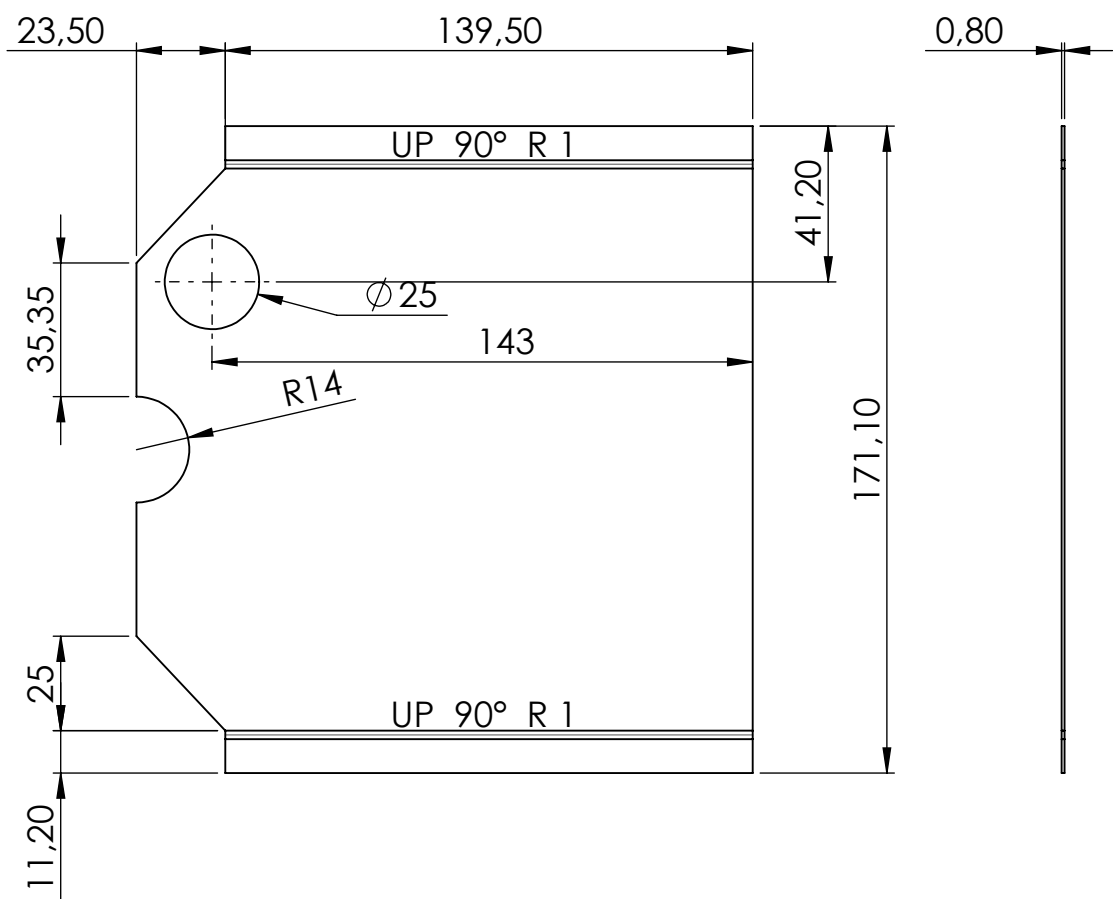
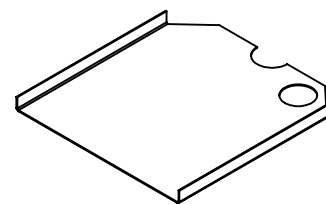
Toleranciamento ISO 8015
Tolerâncias gerais ISO 2768 - mH ISO 13920
Rugosidades gerais ISO 1302
Cantos e chanfros gerais ISO 13715


WEIGHT:

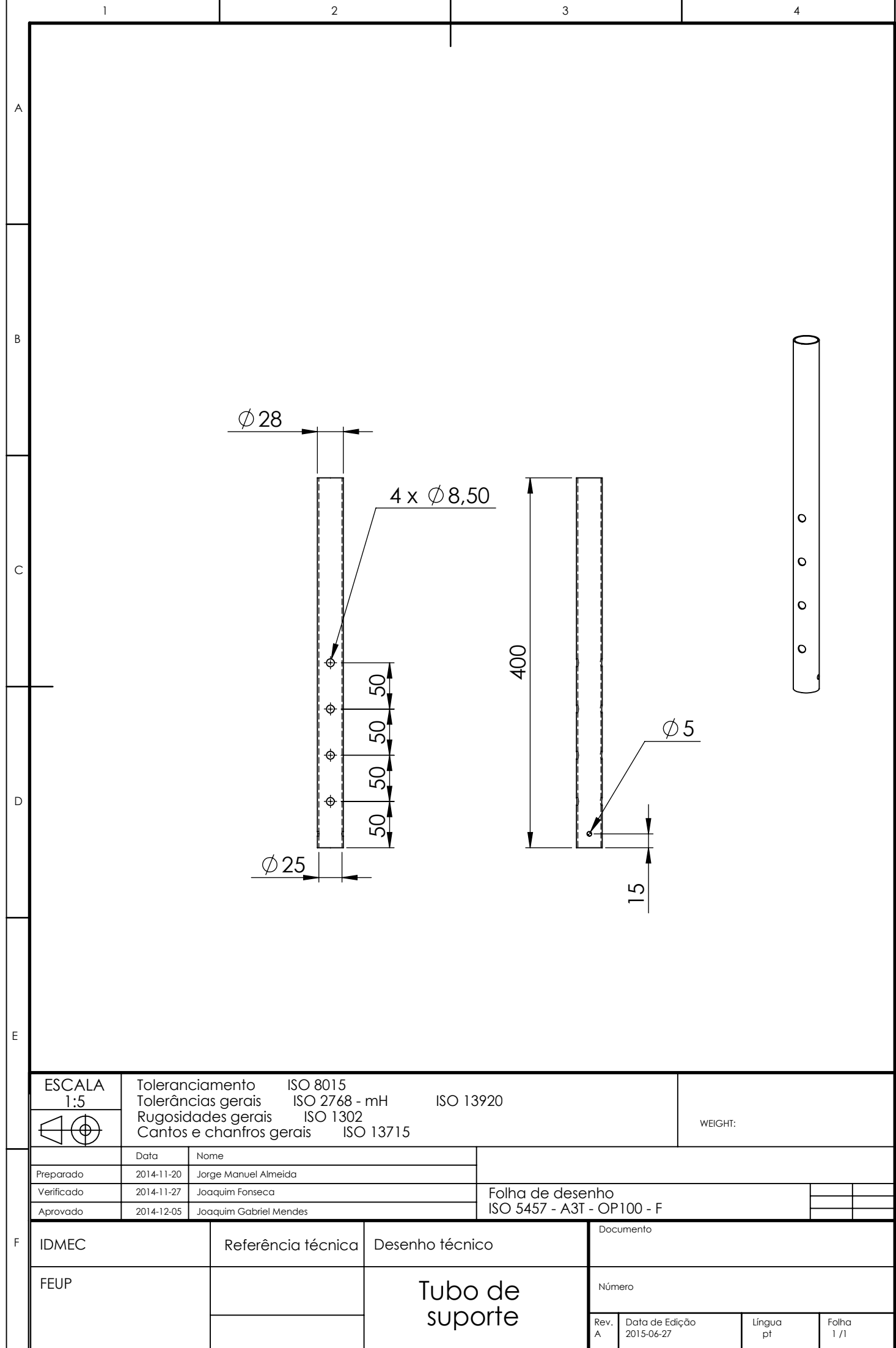
	Data	Nome
Preparado	2014-11-20	Jorge Manuel Almeida
Verificado	2014-11-27	Joaquim Fonseca
Aprovado	2014-12-05	Joaquim Gabriel Mendes

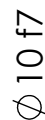
Folha de desenho
ISO 5457 - A3T - OP100 - F

IDMEC	Referência técnica	Desenho técnico	Documento			
FEUP		Part2	Número			
			Rev. A	Data de Edição 2015-06-27	Língua pt	Folha 1 / 1



ESCALA 1:2	Toleranciamento ISO 8015			WEIGHT:	
	Tolerâncias gerais ISO 2768 - mH	ISO 13920			
	Rugosidades gerais ISO 1302				
	Cantos e chanfros gerais ISO 13715				
	Data	Nome			
Preparado	2014-11-20	Jorge Manuel Almeida			
Verificado	2014-11-27	Joaquim Fonseca	Folha de desenho ISO 5457 - A3T - OP100 - F		
Aprovado	2014-12-05	Joaquim Gabriel Mendes			
IDMEC		Referência técnica	Desenho técnico	Documento	
FEUP			Suporte do Transformador	Número	
				Rev. A	Data de Edição 2015-06-27





veio com
anel elástico